

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования  
Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова  
Министерства здравоохранения Российской Федерации  
(Сеченовский Университет)

На правах рукописи



НЕМКОВСКИЙ ГЛЕБ БОРИСОВИЧ

**ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ ЭНДСКОПИЧЕСКИМ  
ВМЕШАТЕЛЬСТВОМ В НЕОНАТАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ**

2.3.8 «Информатика и информационные процессы»  
(технические науки)

Диссертация на соискание учёной степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

Доктор технических наук, доцент  
**Лебедев Георгий Станиславович**

Научный консультант:

Доктор медицинских наук  
**Владимир Константинович Беляков**

## Оглавление

ВВЕДЕНИЕ.....	5
1 АНАЛИЗ ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ЗАДАЧ ХИРУРГИЧЕСКОЙ НАВИГАЦИИ .....	13
1.1 Предметная область.....	13
1.2 Развитие систем хирургической навигации .....	14
1.3 Особенности проведения вмешательств в неонатальном периоде.....	24
1.3.1 Линейные характеристики объекта автоматизации .....	25
1.3.2 Проведение вмешательства у неонатального пациента.....	25
1.4 Анализ технологических решений в области хирургической навигации.....	25
1.5 Анализ технологических решений для определения положения инструментов при выполнении хирургической навигации .....	31
1.5.1 Методы определения положения хирургического инструмента .....	33
1.6 Применимость существующих методик для предметной области.....	37
1.7 Постановка задачи .....	39
Выводы по главе 1.....	43
2 БИЗНЕС-ПРОЦЕССЫ ПОДГОТОВКИ И ПРОВЕДЕНИЯ ВМЕШАТЕЛЬСТВА, ПОДГОТОВКА ГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ И МОДЕЛЬ ДАННЫХ.....	44
2.1 Бизнес-процесс подготовки и проведения хирургического вмешательства .....	44
2.1.1 Подготовка к проведению вмешательства.....	44
2.1.2 Проведение вмешательства .....	45
2.2 Функциональные требования к аппаратному обеспечению .....	46
2.2.1 Автоматизированное рабочее место подготовки трёхмерной модели зоны оперативного вмешательства .....	47
2.2.2 Сервер баз данных .....	49
2.2.3 Система хранения данных .....	50
2.2.4 Управляющий компьютер хирургического комплекса.....	50
2.3 Общие принципы работы комплекса.....	54
2.4 Метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей.....	55
2.4.1 Требования к диагностической информации.....	55
2.4.2 Создание трёхмерной модели .....	57
2.4.3 Регламент обработки и сегментации .....	58
2.4.4 Создание банка анонимизированных изображений.....	66
2.5 Оптимизация бизнес-процесса подготовки и проведения вмешательства .....	67

2.6	Режимы отображения информации .....	70
2.7	Модель данных .....	71
2.7.1	Ролевая модель.....	72
2.7.2	Схема «Оперативное вмешательство» (surgery_manipulation).....	72
2.7.3	Схема «Планирование оперативного вмешательства» (manipulation_plan) .....	76
2.7.4	Схема «Трёхмерная сцена».....	77
2.7.5	Схема «Интраоперационная информация».....	81
	Выводы по главе 2.....	83
3	<b>РЕЖИМЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОБОРУДОВАНИЯ, ОПТИМИЗАЦИЯ БИЗНЕС-ПРОЦЕССА И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРИМЕНЕНИЯ МАНИПУЛЯТОРА .....</b>	<b>85</b>
3.1	Режимы применения оборудования.....	85
3.2	Специфика подготовленной модели зоны хирургического вмешательства.....	113
3.2.1	Дополнение модели бизнес-процесса подготовки к вмешательству .....	115
3.3	Требования к прототипу манипулятора .....	115
3.3.1	Требования к компонентам прототипа манипулятора.....	116
3.4	Требования к техническому и аппаратному обеспечению ИСУ ЭВ.....	118
3.5	Наборы данных, определённые для взаимодействия между различными компонентами ИС .....	119
3.5.1	Набор данных, входящих в первичный настроечный пакет (настроечный файл) хирургического манипулятора.....	119
3.5.2	Входящие данные, необходимые для визуализации.....	120
3.6	Математическая модель отображения хирургического инструмента.....	122
3.6.1	Алгоритмы получения состояния манипулятора .....	123
3.6.2	Расчёт текущего положения конечного манипуляционного узла. ....	124
3.6.3	Математическая модель позиционирования хирургических инструментов с применением видеопары .....	127
3.7	Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства .....	134
3.7.1	Создание трехмерной модели .....	134
3.7.2	Формирование виртуальной операционной сцены .....	135
3.7.3	Отображение виртуальной сцены.....	136
3.7.4	Программные компоненты для проверки корректности функционирования оборудования перед началом использования.....	137
3.7.5	Программные компоненты интраоперационной калибровки.....	138
	Выводы по главе 3.....	140
4	<b>Практическая реализация .....</b>	<b>141</b>

4.1	Разработанные программные средства.....	141
4.2	Характеристики разработанных программных модулей.....	142
4.2.1	Автоматизированная реконструкция изображений .....	142
4.2.2	Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства .....	142
4.2.3	Программный компонент определения положения сочленения .....	143
4.2.4	Программный компонент сбора данных о положении сочленений .....	144
4.2.5	Подсистема хранения данных .....	144
4.3	Испытания ИС.....	145
4.3.1	Комплекс технических средств ИС .....	145
4.3.2	Оценка погрешности прототипа хирургического манипулятора .....	149
4.3.3	Испытания программных модулей .....	151
4.4	Результаты патентного поиска .....	157
	Выводы по главе 4.....	159
	ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	160
	Внедрение 161	
	Перспективы дальнейшей разработки темы.....	163
	СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	165
	СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	167
	ПРИЛОЖЕНИЕ 1 .....	180
	ПРИЛОЖЕНИЕ 2 .....	182
	ПРИЛОЖЕНИЕ 3 .....	183
	ПРИЛОЖЕНИЕ 4 .....	186

## **ВВЕДЕНИЕ**

### **Актуальность темы исследования**

Системы поддержки принятия врачебных решений (СППВР), получившие всё большее распространение в настоящее время, базируются на множестве технологий. В этот спектр входят специализированные медицинские базы данных, библиографические информационно-поисковые системы, системы обработки медицинских данных и т. д. При этом наиболее функционально востребованными из этого множества предлагаемых программных разработок являются СППВР, ориентированные на конкретный «электронный двойник» пациента, создаваемый на основе совокупности клинико-диагностических данных. Данный вид систем является принципиально отличным от других медицинских информационных систем, носящих, например, обучающий или справочный характер. Инструменты такого класса предоставляют врачу персонифицированную поддержку при принятии решений, рассчитанных на конкретного пациента и по каждому мероприятию, связанному с оказанием врачебной помощи данному пациенту.

Анализ существующих СППВР за последние 5 лет позволяет выделить основные методы и средства, используемые в данных системах – интеллектуальный анализ данных, поиск знаний по базам данных, электронное профилирование пациента, рассуждение на основе прецедентов, ситуационный анализ, нейронные сети, системы хирургической навигации. В использовании систем хирургической навигации можно условно выделить два этапа, требующих значительного информационного сопровождения: внеоперационный и интраоперационный этапы. Информация, генерируемая в процессе планирования предстоящего хирургического вмешательства, должна быть доступна в наглядном виде на интраоперационном этапе при проведении запланированного вмешательства.

Получившие в настоящее время заметное развитие системы хирургической навигации чаще всего предназначены для проведения хирургических манипуляций при патологиях центральной нервной системы (головной мозг) и при ортопедических патологиях взрослых пациентов. При этом проведение хирургических вмешательств в неонатальном периоде (возраст пациента до 1 месяца) кардинально отличается от хирургических манипуляций, проводимых с пациентами прочих возрастных групп.

Разработанные к настоящему времени системы хирургической навигации не предназначены для применения в области неонатологии и, более того, в силу конструктивных особенностей, не могут быть к ней адаптированы без внесения существенных изменений, подразумевающих, по сути, разработку новой системы. То есть для хирургических вмешательств в неонатальном периоде требуется создание специализированных систем хирургической навигации. Большинство проводимых в этом периоде хирургических вмешательств направлены

на срочную коррекцию жизнеугрожающих врождённых пороков развития и, ввиду анатомических и физиологических особенностей пациентов, в большинстве случаев проводятся с использованием эндоскопических техник, в связи с чем системы хирургической навигации для применения в неонатальном периоде должны проектироваться и создаваться с учётом их совместного использования с эндоскопическими инструментами.

Задачей системы хирургической навигации на интраоперационном этапе является, в том числе, объективизация контроля пространственного положения хирургических инструментов и вопросы совмещения получаемых данных с медицинской информацией. Таким образом, реализация информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии (ИСУ ЭВ) в части подготовки и объективизации интраоперационного контроля положения хирургических инструментов является актуальной задачей в области построения информационных систем (ИС).

### **Степень разработанности темы исследования**

Принятие врачебных решений в процессе проведения хирургического вмешательства характеризуется дефицитом времени на принятие решения, высокой динамикой и крайне высокой ценой врачебной ошибки. Принятие хирургом решения базируется на анализе большого объёма фактов, предшествующем опыте и знаниях. В ходе вмешательства решение о конкретном действии должно быть принято хирургом практически мгновенно. Такой уровень ответственности и информационной нагрузки диктует особые требования к информационному обеспечению процесса, включающие объём, наглядность и своевременность предоставления информации. Информационной и интеллектуальной поддержке хирургических вмешательств посвящены работы как отечественных и зарубежных авторов [10, 15, 51, 120]. Решение задач оптимального управления сложными техническими комплексами и измерения информации в эргасистемах раскрывается в работах А. С. Бурого, А. В. Сухова, Д. А. Ловцова [5, 7, 9, 21].

Существующие способы предоперационного и интраоперационного сопровождения работы хирурга имеют определённые закономерности их применения на практике. Идею о применении навигации в хирургической практике сформулировал выдающийся канадский невролог и нейрохирург У. Пенфилд в 1948 году. Системы, основанные на принципе фиксации помещенной в электромагнитное поле мишени описаны в ряде работ зарубежных исследователей У. Мезгера, К. Ендревски, М. Бартелса [96]. Ультразвук-контролируемым методикам посвящены работы А. В. Шаверского и Л. Л. Марущенко[25].

Для создания хирургических систем, функционирующих по принципу «электронного двойника», используются современные возможности компьютерной обработки и анализа цифровых рентгенологических изображений (рентгенография, КТ, МРТ). Такие методики предоперационной компьютерной обработки изображений с формированием виртуальной

объемной модели органа или объемного образования с последующей отработкой хирургической техники на этапе планирования операции, описанные в работах Д. М. Жука, С. А. Перфильева [6], А. А. Роженцова и А. А. Баева [20], не апробированы в детской хирургии, но представляются перспективными для применения среди пациентов неонатального периода с врожденными пороками развития внутренних органов.

Таким образом, анализ представленных возможностей современных технологий в хирургическом сопровождении операций приводит к выводу о невозможности их рутинного применения в неонатальной хирургии пациентов с врожденными пороками развития внутренних органов.

### **Цель и задачи диссертационного исследования**

**Цель работы:** повысить качество хирургической помощи детям в части сокращения времени вмешательства за счёт внедрения цифровых технологий в процесс хирургического вмешательства при врождённых пороках развития лёгких и мочевыводящих путей у пациентов неонатального возраста методами эндоскопической хирургии.

#### **Задачи:**

1. Разработать метод подготовки графических диагностических данных и оптимизировать информационные процессы подготовки и проведения хирургического вмешательства в эндоскопической неонатальной хирургии врождённых пороков развития лёгких и мочевыводящих путей.
2. Разработать математическую модель объективизации интраоперационного контроля положения линейного хирургического инструмента.
3. Разработать модель данных информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии.
4. Разработать информационную систему управления эндоскопическим вмешательством, использующую новые технические средства сбора информации.

#### **Объект исследования**

Информационная система комплексирования разнородных данных, получаемых от различных технических средств сбора, хранения и передачи, используемая для автоматизации и объективизации контроля положения хирургического линейного инструмента в эндоскопической неонатальной хирургии пациентов с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей.

#### **Предмет исследования**

Модели и алгоритмы процессов подготовки и проведения хирургического вмешательства с использованием многостепенного манипулятора в эндоскопической неонатальной хирургии врождённых пороков развития лёгких и мочевыводящих путей.

### **Практическая задача**

В рамках данной работы решалась практическая задача построения и оптимизации информационно-логических моделей процессов оказания медицинской помощи неонатальным пациентам с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей в форме эндоскопического хирургического вмешательства, оптимизации этих процессов и создания информационной системы (ИС), функционирующей совместно с новым техническим средством сбора информации.

### **Научная задача исследования**

Разработка системы моделей, алгоритмов и технического обеспечения и реализация на их основе информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии для объективизации контроля положения хирургических инструментов за счёт совмещения разнородных данных в ходе хирургического вмешательства с эндоскопическим доступом при оказании медицинской помощи неонатальным пациентам с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей.

### **Методология и методы, применяемые при написании диссертации**

Для решения поставленных задач использованы методы, основанные на теории моделирования бизнес-процессов, математической логике, линейной алгебре, аналитической геометрии, математической статистике, а также теории алгоритмов, моделирования данных, прикладного и системного программирования и методах обработки трёхмерных изображений. Программные компоненты хирургического манипулятора реализованы на языках Python, Perl, C/C++. Пользовательское программное обеспечение реализовано на языках C++, Python. Среды разработки: Embarcadero® C++Builder 10 Seattle Version 23.0.22248.5795, Qt v. 5.6.3 с компилятором mingw 4.9. Библиотека работы с изображением VTK 9.0.1. База данных реализована на СУБД PostgreSQL версии 9.6.

### **Научная новизна исследования**

Впервые разработана математическая модель объективизации интраоперационного контроля положения линейного хирургического инструмента с использованием технических средств сбора информации.

Предложен новый метод подготовки графических диагностических данных, позволяющий решить задачу оптимизации информационного сопровождения хирургического вмешательства.

### **Теоретическая значимость работы**

Реализована модель данных новой информационной системы, построенная на основании информационно-логической модели процесса подготовки и проведения вмешательства и математической модели объективизации интраоперационного контроля.



Подтверждена применимость новых технических средств сбора информации, построенных на принципе электромеханической обратной связи, сконструированных и произведённых на основе функциональных требований, сформулированных на этапе моделирования информационно-логических процессов.

**Практическая значимость работы** заключается в разработке прототипа программно-аппаратного комплекса, решающего задачу хирургической навигации при эндоскопических вмешательствах у пациента неонатального возраста, и разработке алгоритмов и методов подготовки и обработки диагностической информации, применяемой в процессе подготовки к хирургическому вмешательству.

#### **Положения, выносимые на защиту**

В диссертации получены и выносятся на защиту следующие основные результаты, содержащие элементы научной новизны:

1. Разработан метод подготовки графических диагностических данных. Информационные процессы подготовки и проведения хирургического вмешательства оптимизированы с учётом внедрения данного метода подготовки графических данных в практику подготовки к хирургическому вмешательству. Построены информационно-логические модели процессов подготовки и проведения хирургического вмешательства в эндоскопической неонатальной хирургии, включающие в себя регламентацию и стандартизацию сегментации диагностических изображений детей неонатального возраста с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей.
2. Разработана математическая модель объективизации интраоперационного контроля положения линейного хирургического инструмента с использованием технических средств сбора информации (многостепенного манипулятора, оснащённого дополнительными средствами визуального контроля), и произведена математическая оценка точности отслеживания хирургического инструмента.
3. Реализована модель данных информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии, построенная на основании информационно-логической модели процесса подготовки и проведения вмешательства и математической модели объективизации интраоперационного контроля.
4. Разработана информационная система управления эндоскопическим вмешательством, использующая новые технические средства сбора информации (многостепенный манипулятор со средствами визуального контроля), сконструированные и произведённые на основе функциональных требований, сформулированных на этапе моделирования информационно-логических процессов. Информационная система реализует процессы, описанные на этапе моделирования. Информационная система управления эндоскопическим

вмешательством подтвердила гипотезу о применимости системы хирургической навигации при проведении хирургических вмешательств при врождённых пороках развития лёгких и мочевыводящих путей у пациентов неонатального возраста методами эндоскопической хирургии.

### **Степень достоверности и апробация результатов**

**Достоверность** изложенных в работе результатов подтверждается проверками, проведёнными в рамках процедуры тестирования прототипа программно-аппаратного комплекса. Результаты изложены в соответствующих отчётах о НИР и ПНИЭР [26-35], а также результатами статистического исследования результатов внедрения, предложенных порядка и методики подготовки и анализа графических диагностических данных для ИС.

**Апробация работы.** Результаты диссертационной работы использованы в выполненных с участием автора ПНИЭР «Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде». ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014–2020 годы». Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162.

Исполнитель: Федеральное Государственное Бюджетное Учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В. И. Кулакова».

Индустриальный партнёр: ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД».

Положения работы докладывались и обсуждались на: конференции Knowledge-Based and Intelligent Information & Engineering Systems: Proceedings of the 22nd International Conference, KES-2018, Belgrade, Serbia и в рамках проекта Japan-Russia Medical Cooperation Project in the field of Pediatric Endoscopic Surgery: 6th Teleconference of Oita University & National Center for Obstetrics, Gynecology, Perinatology Ministry of Healthcare of the Russian Federation.

Апробация результатов проводилась в отделе неонатальной и детской хирургии ФГБУ НМИЦАГиП имени академика В. И. Кулакова МЗ РФ.

### **Публикации**

Результаты, полученные в процессе выполнения работы, опубликованы в 7 научных работах в журналах, рекомендованных ВАК и индексируемых в международных базах данных изданиях, 1 работе в прочих журналах и 10 отчётах о прикладных научных исследованиях и экспериментальных разработках на тему «Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде», выполненных в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического

комплекса России на 2014-2020 годы», соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162. Перечень публикаций приведён в Приложении 3.

### **Личный вклад автора в полученных результатах научных исследований**

Результаты и положения, выносимые на защиту, получены автором лично в процессе научной деятельности. Подготовка результатов к публикации проводилась автором самостоятельно в части анализа и разработки методов, моделей, алгоритмов и в соавторстве со специалистами медицинского и биомедицинского профиля в предметной области (ПрО).

### **Внедрение результатов исследования**

Метод подготовки графических диагностических данных и оптимизированные информационные процессы подготовки и проведения хирургического вмешательства внедрены в повседневную практику в отделе неонатальной и детской хирургии ФБГУ «НМИЦ АГП им. В. И. Кулакова» (Акт о внедрении - Приложение 1). Программное обеспечение «Прототип информационной системы управления эндоскопическим вмешательством» зарегистрировано в Федеральной службе по интеллектуальной собственности, регистрационный № 2024681215 от 06.09.2024 (Приложение 4) и внедрено в учебный процесс ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (Акт о внедрении - Приложение 2).

### **Структура и объем работы**

Представленная диссертация включает четыре главы, заключение, список сокращений, список использованных источников из 132 наименований и 4 приложения. Полный объем диссертации составляет 186 страниц, включая 46 рисунков, 32 блока формул, 38 таблиц. Материалы диссертационного исследования соответствуют пунктам 1: «Разработка компьютерных методов и моделей описания, оценки и оптимизации информационных процессов и ресурсов, а также средств анализа и выявления закономерностей на основе обмена информацией пользователями и возможностей используемого программно-аппаратного обеспечения»; 2: «Техническое обеспечение информационных систем и процессов, в том числе новые технические средства сбора, хранения, передачи и представления информации. Комплексы технических средств, обеспечивающих функционирование информационных систем и процессов, накопления и оптимального использования информационных ресурсов» и 16: «Автоматизированные информационные системы, ресурсы и технологии по областям применения (научные, технические, экономические, образовательные, гуманитарные сферы деятельности), форматам обрабатываемой, хранимой информации. Системы принятия групповых решений, системы проектирования объектов и процессов, экспертные системы и др.» паспорта научной специальности 2.3.8. «Информатика и информационные процессы».

**Благодарности.**

Автор благодарит доктора медицинских наук, профессора Дмитрия Николаевича Дегтярёва и кандидата медицинских наук, врача высшей категории Елену Игоревну Дорофееву за консультации по неонатологии и хирургии новорожденных.

# 1 АНАЛИЗ ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ ДЛЯ ЗАДАЧ ХИРУРГИЧЕСКОЙ НАВИГАЦИИ

## 1.1 Предметная область

Современный уровень развития медицины предполагает создание новых технических решений для визуализации органов и систем пациента, а также тех изменений в них, которые обуславливают заболевание. В условиях возрастающей информационной нагрузки на врачей-хирургов и технической сложности оборудования операционных также возрастает необходимость в интеграции сведений, поступающих врачу. Время, затрачиваемое врачом на переосмысление и синтез информации из разных источников, оборачивается задержкой принятия решений. Это приводит к отсрочке планируемых оперативных вмешательств с одной стороны, и повышению риска в экстренных ситуациях с другой. Не менее важным является максимально полное использование всей визуальной информации, которая была получена с помощью высокоточного диагностического оборудования. Обеспечение принятия оперативных и этапных хирургических решений с помощью интеграции комплексного видеоанализа медицинской информации является основой актуальности данной работы. Сложность хирургических операций детского возраста определяется как размерами операционного поля и объектов, так и необходимостью минимизации инвазивности и максимизации сохранения функции организма и его отдельных систем. Более 50% операций проводится в настоящее время с применением эндоскопических техник, ограничивающих пространственную ориентацию и поле зрения хирурга. Одним из решений в данном случае представляется создание аппаратно-программного комплекса (АПК) для хирургической навигации, реализующего функционал экспертно-справочной системы принятия этапных и оперативных решений на этапах планирования и проведения хирургических вмешательств в неонатологии.

Такой аппаратно-программный комплекс, обладая развитой системой поддержкой принятия врачебных решений (СППВР), ориентированной на «электронный двойник» пациента, сможет предоставить хирургу и хирургической бригаде продвинутую информационную и интеллектуальную функциональную поддержку:

- Планирование хирургического вмешательства, реализуемое посредством сведения в единую модель и анализа визуальной медицинской информации, полученной в предоперационный период (исследования модальностей КТ, МРТ, ПЭТ, УЗИ).
- Сопровождение хирургического вмешательства, реализуемое посредством создания трехмерной навигационной модели области хирургического вмешательства и привязке её к искусственным или анатомическим ориентирам на пациенте и контролю положения хирургических инструментов относительно анатомических структур пациента.

Всестороннее рассмотрение на предоперационном этапе всех характеристик пациента, сравнение со стандартизованными случаями снизит вероятность медицинских ошибок, позволит объективизировать и стандартизировать подходы к хирургическому лечению. Возможность оценки постоперационных изменений повысит эффективность дополнительных терапевтических подходов.

## **1.2 Развитие систем хирургической навигации**

Современная хирургия стремится к проведению минимально инвазивных наиболее эффективных оперативных вмешательств в терапии пациентов. Традиционные оперативные вмешательства открытыми доступами сопровождаются значительной операционной травмой, возрастающей кровопотерей, длительной послеоперационной реабилитацией пациента и неудовлетворительными косметическими результатами. Поэтому в полостной хирургии все большее место занимают операции с использованием эндоскопических доступов, в том числе в областях, ранее категорически отрицавших применение эндоскопии по различным причинам, например, в онкологии [91]. Похожая ситуация сложилась и в хирургических специальностях, зона интереса которых располагается глубоко от поверхности тела, хирургические доступы к которым сопряжены с рядом технических трудностей ввиду сложности анатомических образований. К таким специальностям относятся оториноларингеальная хирургия, кардиохирургия и хирургия основания черепа. И, безусловно, стремление к уменьшению хирургической травмы является важнейшей целью врачей-нейрохирургов, поскольку доступ к патологическим образованиям головного мозга ограничен как размерами операционной раны, так и необходимостью сохранить невредимыми окружающие ткани.

Не случайно впервые идею о применении навигации в хирургической практике сформулировал выдающийся канадский невролог и нейрохирург Уайлдер Пенфилд (1891–1976) в 1948 году. Используя информацию, полученную при выполнении операций на головном мозге человека, он создал функциональные карты коры человеческого мозга с точным нанесением на них основных моторных и сенсорных областей, что затем широко использовал при электростимуляции различных зон коры с терапевтической целью [103, 104].

В дальнейшем способы управления хирургическими манипуляциями разрабатывали исследователи и хирурги различных специальностей с учетом достижений науки и техники, а с приходом компьютера в нашу жизнь специалисты хирургического профиля рассматривают способы применения возможностей вычислительной техники для ориентирования в тканях и органах, особенно в сложных анатомических областях и клинических ситуациях. Выполняя оперативное вмешательство, хирург полагается на знания нормальной и патологической анатомии, собственный опыт и интуицию. А в современных условиях, с широким внедрением в практику эндоскопических методов хирургического лечения возрастает ответственность,

поскольку поле деятельности специалиста ограничено полостью и обзором эндоскопа, а объем движений зависит от функциональности расположения манипуляторов. Пациенты раннего возраста требуют повышенного внимания ввиду ограниченности объема полостей и малой возможной амплитуды манипуляций, поэтому операция должна быть выполнена за короткое время максимально аккуратно для сохранения функции органов и тканей, не задействованных в патологическом процессе [64,69,96]. Исходя из вышеизложенного, хирургу необходима наилучшая подготовка к оперативному вмешательству с анализом полученных при обследовании данных о патологическом очаге, его расположения в организме, синтопии относительно соседних органов и анатомических образований, выявлением характера его кровоснабжения и локализации питающих сосудов. Эти знания являются абсолютно необходимыми для проведения безопасной для пациента операции и исключения рисков интраоперационных осложнений. Кроме того, с целью подготовки молодых специалистов абсолютно необходимы наиболее приближенные к реальным условиям симуляторы для отработки навыков и действий в эндоскопическом формате [37].

Диагностические возможности современной аппаратуры достаточно широки и позволяют извлечь максимум информации о пациенте и зоне интереса, однако, объединение разнородных источников информации требует значительного времени, что разрешимо при применении высокотехнологичных систем поддержки врача. Именно такую поддержку может оказать система медицинской навигации, которая позволяет быстро и точно выбрать оптимальное решение на этапах профилактики, диагностики и хирургического лечения. В дальнейшем речь пойдет непосредственно о хирургической навигации, то есть помощи при планировании оперативного вмешательства, подготовке к нему и непосредственном выполнении хирургических манипуляций.

Современные эффективные методы и технологии обработки визуальной информации, а также возможности компьютерной графики могут быть решениями технической задачи автоматизированного сопровождения работы хирурга в естественной среде и условиях дополненной реальности. Существующие системы подготовки хирургического вмешательства (диагностика, предоперационное планирование и интраоперационное сопровождение) называются Computer Aided или Assisted Surgery – CAS технологиями. Разработка этих технологий была начата в странах Запада в середине 90-х годов и сейчас достаточно широко применяется в медицинских сферах. Система хирургической навигации (CAS технология) – это оперативное вмешательство, при проведении которого компьютер используется в качестве направляющего и контролирующего инструмента. CAS технологии позволяют снизить операционную травму за счет более точных действий хирурга, участия робототехнических инструментов в дополнение к основным (или полностью замещая последние) в процессе

операции. В целом это повышает уровень безопасности пациента, снижает риск интраоперационных осложнений и сокращает период реабилитации [6,96].

Одним из направлений технического решения задачи подготовки хирурга к оперативному вмешательству является создание трехмерных (3-Dimensional или 3D) визуальных и материальных образов на основании полученной в ходе предоперационного обследования информации. Количество публикаций по применению 3D технологий для предоперационной подготовки хирургов, 3D печати образца органа или ткани в современной литературе неуклонно растет, и если в конце 90-х годов это были единичные работы (всего 2 статьи до 2000 года), то в период 2010-2015 наблюдается пик активности авторов (189 публикаций) [117,110].

Современные технологии предлагают ряд возможностей в помощи клиницисту для точного выполнения хирургических манипуляций. Некоторые решения представлены на рынке в виде готовых и апробированных в клинической практике аппаратно-программных комплексов, другие являются частными разработками групп специалистов и применяются ими в экспериментальных и клинических исследованиях.

Наиболее простым и широко распространенным методом интраоперационного слежения за линейным инструментом является ультразвуковая навигация при выполнении пункций объемных образований паренхиматозных органов различной локализации, при условии их непосредственной близости к поверхности тела, а также интракраниальных объектов. Манипуляция может быть проведена с помощью линейного датчика ультразвукового аппарата как со специальной навигационной насадкой, обозначающей канал проведения иглы, так и без нее [96]. Пункционная биопсия различных опухолевидных образований входит в стандарты обследования пациентов [124]. Пункции выполняют у пациентов любого возраста, в том числе и новорожденным детям с пороками развития, с диагностической и лечебной целью, в частности пункционную чрескожную нефростомию применяют для временного дренирования верхних мочевых путей при осложненных и неосложненных обструктивных уропатиях с целью отведения мочи, снижения давления в лоханке почки и наблюдения за функцией пораженного органа с последующим решением о тактике лечения. Пункционная склеротерапия врожденных кист селезенки является эффективной мининвазивной альтернативой хирургическому лечению взрослых и детей разных возрастных групп [123].

Пункционные способы лечения кистозных образований головного мозга под контролем ультразвука заняли прочное место в терапии заболеваний ввиду простоты применения, широкого внедрения ультразвукового обследования и контроля в клиническую практику и наличия достаточного количества специалистов этой области. Часть манипуляций носят лишь диагностическую или паллиативную роль, однако в ряде случаев пункционная ультразвуком контролируемая методика является основным методом лечения [25].



Наряду с внедрением ультразвуковой навигации в клиническую практику, существуют и ограничения применения этого метода, связанные с его особенностями – ультразвук позволяет произвести только двухмерную картину органа и патологического очага, что не дает полной картины, и вмешательства с применением исключительно ультразвуковой навигации в большинстве случаев носят диагностический и паллиативный характер, то есть являются одним из этапов диагностики и лечения [106]. Кроме того, газовая среда, являющаяся основой создания манипуляционного пространства в эндоскопической хирургии, ограничивает распространение ультразвуковой волны и препятствует визуализации объекта. Таким образом, возможностей ультразвукового способа навигации недостаточно для осуществления хирургической помощи детям с врожденными пороками развития внутренних органов.

Наибольшее распространение на рынке технического обеспечения интраоперационной навигации получили системы стереотаксического слежения за инструментом. В основе метода лежит безрамное создание электромагнитного поля, в которое помещается зона интереса пациента с регистрацией в системе анатомических ориентиров путем установки специальных реперных датчиков или сканирования поверхности кожи для распознавания компьютером. Предоперационные изображения патологического очага в тканях и органах пациента «совмещаются» на экране с изображением пациента. Активный инструмент, снабженный системой слежения, позиционируется на теле пациента в соответствии с его точным расположением в заданной системе координат, тем самым возможна коррекция его перемещения в соответствии с хирургической задачей.

Данный тип интраоперационной навигации представлен рядом промышленных образцов компаний производителей медицинского оборудования: Medtronic's StealthStation, Brainlab's Curve system, и Sonowand Invite для нейрохирургии, Covidien's superDimension для бронхоскопии при раковых поражениях дыхательных путей, Karl Storz NBU system для оториноларингологических целей, Siemens's Orbic system для ортопедических процедур, в хирургии позвоночника и травматологии, система Zimmer для артропластики и другие [81,96].

Первые стереотаксические инструменты были изобретены еще в 50-х годах прошлого века для нейрохирургических нужд. Нейрохирургия стала пионером по внедрению и успешному применению навигации в повседневной клинической практике. С помощью этих систем проводят биопсии и резекции интракраниальных опухолей, деструкцию патологических очагов, эвакуацию гематом при нейротравме, установку внутрижелудочковых шунтов, электродов электростимуляции и другие манипуляции [118]. В целом, система навигации в нейрохирургии обеспечивает поиск и выполнение оптимальной краниотомии путем локализации и визуализации внутримозгового образования, определения его границ по отношению к поверхности черепа и контроля качества выполнения процедуры, в том числе с помощью интраоперационной

компьютерной томографии. Применение навигации сокращает время вмешательства и уменьшает размеры краниотомии, что в свою очередь снижает объем кровопотери и повреждение интактной ткани мозга. В результате миниинвазивных манипуляций послеоперационный отек менее выражен и отсутствуют интракраниальные гематомы [18,96].

Использование сложных стереотаксических систем предполагает достаточное количество времени для обследования пациента, подготовки и планирования хирургического вмешательства. В экстренных случаях, когда критическое состояние больного после травмы не позволяет провести весь обширный спектр обследований и подготовки, на помощь приходят упрощенные методики создания виртуальной 3D модели с проецированием на ней зоны интереса, и последующим сопоставлением её на живом объекте при помощи кожных ориентиров, например, ушной раковины. Конечно, методика имеет ряд погрешностей, однако оправдана для использования в неотложных ситуациях [58].

В ортопедии и травматологии стереотаксические системы нашли самое широкое применение. Компьютерное совмещение интраоперационных рентгеновских срезов, видеоизображения со стереотаксических камер и позиционирование инструментов в режиме реального времени относительно костной анатомии позволяют точно отслеживать расположение инструмента и его движения, что уменьшает операционную травму, снижает лучевую нагрузку на пациента и персонал и улучшают исходы хирургического лечения. Частным примером эффективного применения стереотаксических навигационных систем в ортопедии пациентов различных возрастных групп являются хирургические вмешательства на позвоночнике по поводу сколиоза [73]. Современные способы коррекции деформаций предусматривают фиксацию позвоночного столба металлическими конструкциями различной конфигурации, в том числе с установкой множественных транспедикулярных опорных элементов. Такого рода операции технически сложны в связи с нарушением нормальной анатомии позвоночника в условиях деформации и сопряжены с большим риском осложнений, таких как перелом и перфорация дуги позвонка, стеноз позвоночного канала опорными элементами и неврологические нарушения (до 5%). До 50% случаев сопровождается отклонением траектории введения винтов. Однако именно эта методика хирургического лечения сколиоза признана оптимальной, поскольку позволяет добиваться лучшей коррекции искривления, стабильной и надежной фиксации в послеоперационном периоде, предотвращает прогрессирование остаточной деформации. Применение стереотаксических систем навигации с предварительной оценкой наилучшей траектории введения металлического элемента специальной программой и последующей реализацией хирургом под контролем визуализационных интраоперационных методик значительно снижает количество хирургических осложнений [50,79,105].

Пластика суставов металлическими имплантатами – другая область ортопедии, в которой хорошо себя зарекомендовали как оптические, так и электромагнитные системы навигации. Эффективная имплантация искусственного сустава зависит от ряда факторов: правильной и достаточной резекции суставных поверхностей, размещение ножек импланта в костном канале по оси конечности, сохранение целостности опорной кости. Применение предоперационного планирования с расчетом оптимального объема и границ резекции, а также траектории установки импланта специальными программами, интраоперационная оценка отклонения от запланированной оси и коррекция их приводит к улучшению послеоперационного результата. Поэтому к настоящему времени около трети хирургов применяют компьютерную интраоперационную навигацию при выполнении артропластики в половине своих оперативных вмешательств, а четверть специалистов – в более, чем 75% выполняемых ими операций [77,78,108].

Онкологические заболевания костей – другая сложная хирургическая задача, успешно решаемая при помощи интраоперационных навигационных систем. Аналогично применению в нейрохирургии на основании изображений, полученных в ходе предоперационного обследования, создается виртуальная 3D модель, которую выводят на экране аппарата. Под контролем компьютерной стереотаксической системы определяют границы опухоли и проводят ее резекцию в пределах здоровых тканей. Использование компьютерной навигации позволяет иссечь опухоль с захватом не более 2 мм здоровой ткани по периферии очага с гистологическим подтверждением «хирургического края» [89,113,131]. Высокотехнологическая помощь хирургу особенно важна при удалении костных опухолей сложной анатомической локализации, например, крестцовой кости, где необходима тщательная коррекция траектории движений инструментов ввиду близости анатомически важных структур, а также укрепление больших дефектов кости металлическими фиксаторами и аллотрансплантатами по заранее выработанной и рассчитанной схеме [105]. Применение метода несколько ограничено точным топированием образования кости по отношению к кожным реперным точкам, обозначенным датчиками, поскольку смещаемость кожи и датчика может приводить к искажению визуальной информации и ухудшению результатов терапии. В настоящее время проводят дополнительные исследования для уменьшения погрешностей при установке датчиков [89,127].

В диагностике и лечении переломов костей при травмах различного генеза повседневно применяют рентгеновские исследования, а репозицию отломков в режиме 2D рутинно проводят под контролем электронно-оптического преобразователя. Вместе с тем залог успеха в терапии перелома – правильная репозиция даже небольших отломков. Для решения такого рода задач подходит 3D моделирование в операциях восстановления целостности трубчатых костей при сложных переломах [100]. Также ведется ряд экспериментальных исследований по

миниинвазивному восстановлению дистального эпифиза бедренной кости при интраартикулярных сложных переломах, которые требуют хирургической коррекции положения костных фрагментов уже при смещении более, чем на 5 градусов (угловая деформация) и 1 мм (осевая деформация) ввиду функциональной нагрузки на сустав. На основании предоперационного КТ-сканирования формируют 3D виртуальную модель, на которой опытным хирургом выполняется более 20 восстановительных операций с применением миниинвазивных эндоскопических буров-зондов, которые жестко крепятся в костной ткани. Положение зондов и отломков относительно кости пациента и друг друга отслеживаются магнитно-оптическим способом. Затем последовательность виртуальных хирургических действий обрабатывают программой для выбора оптимальной траектории, которая затем и выполняется роботом под контролем интраоперационных визуализационных методик. В результате экспериментов установлено, что применением данной методики удается достигнуть аккуратность окончательного результата до 1 мм по оси кости и 1,5 градусов угловой деформации [97].

Аналогичная методика применяется у пациентов при сложных переломах вертлужной впадины для исключения открытых травматичных вмешательств в этой анатомической области с целью прецизионного миниинвазивного восстановления конгруэнтности суставных поверхностей [76].

В челюстно-лицевой хирургии при восстановительных операциях по замещению костных дефектов применяют оригинальную методику создания предоперационных объемных изображений лицевого черепа с совмещением первичной картины и желаемых результатов. Предполагаемый результат процедуры в трехмерном формате может быть оценен пациентом на этапе подготовки. Планирование вмешательства и интраоперационную навигацию проводят под контролем стереотаксической системы относительно выбранной реперной точки в области зоны интереса (дефекта лицевого черепа). Авторами проведено сравнение длительности и результативности применяемого метода, которое выявило увеличение длительности предоперационного планирования, оперативного вмешательства и анестезиологического пособия, однако аккуратность и точность выполнения манипуляций, а значит, и риск осложнений уменьшились, что является крайне важным в хирургии открытых частей человеческого тела, а особенно лицевой области [65,71,86].

В аспекте малотравматичных вмешательств области черепа и лица интраоперационная навигация эндоскопических манипуляций оториноларингологической сферы для облегчения доступов к челюстным синусам и решетчатой кости активно используется специалистами, в том числе у детей раннего возраста. Речь идет об удалении опухолей сложной анатомической локализации, в частности врожденных назальных глиом, располагающихся в срединном лобно-назальном пространстве. Компьютерное сопровождение эндоскопического вмешательства на

основании предоперационной визуальной диагностики в объеме КТ и магнитно-резонансной томографии (МРТ) позволяет избежать передней краниотомии, уменьшить операционную травму и развивать направление миниинвазивной хирургии верхних дыхательных путей [85].

Интраоперационное совмещение виртуальной трехмерной модели исследуемой области, полученных при применении КТ, и изображения интраоперационной стереокамеры без привязки к реперным точкам и датчикам является основой экспериментов в хирургии челюстно-лицевой области. Ориентирами для калибровки стереокамеры являются режущие поверхности резцов, ошибка метода в испытаниях на волонтерах составляет менее 2 мм, что важно при работе в челюстно-лицевой области, особенно в скрытых от прямого обзора анатомических областях [129].

В оториноларингологии и челюстно-лицевой хирургии также разработана программа создания предоперационных образцов – «фантомов» [69]. Создание фантома основано на результатах КТ-сканирования черепа с установленными реперными точками-датчиками для точного лоцирования очага и зоны интереса с минимальной погрешностью. Напечатанный на 3D принтере из ABS – пластика фантом имитирует один тип тканей организма, например, костную. Стерилизуемый шаблон может быть использован как образец для интраоперационного выкраивания аутотрансплантата необходимой формы и размера, что ускоряет ход операции восстановления костных дефектов и предотвращает развитие осложнений, улучшает результаты лечения. Фантом из нескольких типов тканей производится из разных материалов для наилучшей имитации костно-тканевого комплекса, применяется для симулирования образца и отработки операционных навыков на дооперационном этапе [59].

Следует отметить, что 3D моделирование на предоперационном этапе – одно из перспективных направлений внедрения техники в медицинскую практику. В хирургической косметологии для создания прообраза недостающего поверхностного органа или части его применяют построение сначала виртуальной объемной модели на основании визуальной информации существующего образца, а затем и материальное его воплощение на 3D принтере. Например, моделирование и изготовление образца ушной раковины при одностороннем ее отсутствии вследствие травмы или врожденного порока развития может быть использовано для последующего изготовления индивидуального импланта из биосовместимого материала. Трехмерная рабочая модель системы мать-плод может быть образцом для отработки различных навыков, в том числе ряда фетальных операций [60].

Анализ диагностической визуальной информации с предоперационным 3D моделированием и варибельной интраоперационной навигацией разработаны для ряда областей абдоминальной эндоскопической хирургии. Так, данные принципы реализованы группами авторов в лечении новообразований надпочечников у взрослых пациентов и у детей. В качестве

первичного материала использована визуальная информация, полученная при КТ надпочечника и опухоли, после обработки которой специальной компьютерной программой сформировано трехмерное изображение области интереса с уточнением деталей синтопии образования с соседними органами, в том числе крупными сосудами, а также собственного сосудистого питания опухоли и надпочечника. В дальнейшем при помощи математических расчетов с использованием специального программного обеспечения авторы определяли точки наиболее удобного размещения троакаров с последующим интраоперационным наложением созданной ранее трехмерной модели на нативную картину. Применение данной методики при эндоскопической адреналэктомии позволило снизить количество интраоперационных осложнений в два раза, однако не отразилось на длительности операции и послеоперационном восстановлении пациентов [3].

Упрощенный вариант предоперационной подготовки предполагает создание виртуальной модели по результатам трехмерной КТ с последующим изготовлением (печатью) образца органокомплекса на 3D принтере для планирования вмешательства и определения индивидуальной анатомии пациента, а также выбора лучшей позиции троакаров для оптимального выполнения вмешательства. В детской практике такая схема использована у 3 пациентов с новообразованиями надпочечников, результатом стало отсутствие интраоперационных осложнений [72,90, 124].

Использование метода предоперационного построения визуальной 3D модели для оценки особенностей кровоснабжения пораженной опухолью почки позволяет провести предоперационную оценку кровоснабжения отдельных сегментов почки. Методика удаления опухоли почки предполагает временное выключение кровотока оперируемого органа, что приводит к ишемическому поражению его и требует интенсивной терапии по восстановлению функции. Применение предоперационного анализа строения сосудистого русла и наложение 3D дигитайзером объемного компьютерного изображения модели в системе дополненной реальности во время эндоскопического вмешательства позволяет произвести ишемизацию только прилежащей к очагу части почечной паренхимы, сохраняя при этом функциональные возможности органа в послеоперационном периоде. Во всех наблюдениях авторам удалось произвести точную резекцию опухоли в пределах здоровых тканей, что доказано морфологическими исследованиями операционного материала [37].

В торакальной хирургии предложен вариант навигационного технического решения для выполнения безопасной эндоскопической сегментэктомии и субсегментэктомии легких у взрослых. На первом этапе ультратонкие срезы КТ легких с контрастным усилением подвергали обработке компьютерной программой с последующим воссозданием области объемного образования (опухоли), сосудистого и бронхиального дерева в виде трехмерной визуальной

модели. Изображение выводили на дисплей в операционной, выполняли предоперационное симуляционное планирование хода операции. В ходе оперативного вмешательства хирург имеет возможность оценивать нативную картину и модель как на отдельных экранах, так и совмещая реконструкцию с операционным полем, с целью верификации сосудистых и бронхиальных структур. Предложенная методика позволяет сократить время операции и выполнить удаление только пораженного участка легочной ткани, что у пациентов старшей возрастной категории имеет значительное преимущество [122].

Проецирование объемного изображения пораженного органа и его питающей ножки в режиме реального времени во время вмешательства также применяют в детской онкологии [64] и для проведения спленэктомии эндоскопическим доступом у взрослых [69, 98].

Вместе с тем применение интраоперационной навигации при работе с мягкими тканями в торакальной и абдоминальной хирургии также имеет ряд ограничений, прежде всего деформации и смещение органов при выполнении эндоскопических вмешательств [69,80]. Неслучайно для первого опыта хирургии у взрослых в качестве органа-мишени избрана поджелудочная железа, органы гепатобилиарной системы и забрюшинного пространства. Эти анатомические образования достаточно фиксированы в пространстве и наименее подвержены деформациям [68,102].

Как уже упоминалось, в последние десятилетия в хирургической практике взят курс на миниинвазивные эндоскопические способы хирургической коррекции патологических состояний. Эта тенденция не обошла стороной и кардиохирургию [74]. Эндоваскулярные доступы к сердцу и возможности коррекции врожденных пороков развития потребовали усовершенствования системы навигации, поскольку оперативное вмешательство при ангиографическом слежении сопряжено с повышенной лучевой нагрузкой на персонал операционной. Дополнение ангиографии 3D визуализационной техникой на основе пред- и интраоперационной КТ-картины и трансэзофагеальной эхокардиографией позволяет точно определить характер и протяженность поражения в объемном виде, топировать положение сосудистого зонда и бережно провести манипуляцию [93].

Дополнение ультразвуком других методов навигации в операционной применяется и в других областях хирургии. Представлены данные об интраоперационной комбинации изображений КТ, ПЭТ и ультразвуковой навигации для пункционной окраски отдельных лимфатических узлов в пакете при подозрении на злокачественное их перерождение. Предоперационные данные о тканевых изменениях конкретных лимфатических узлов были впоследствии доказаны морфологическим исследованием операционного материала [61,101,125].

Исследовательским образцом комбинированного применения интраоперационного ультразвукового сканирования с электромагнитным и оптическим способом навигации является система CustusX, разработанная группой клиницистов и инженеров Norwegian National Advisory Unit for Ultrasound and Image-Guided Therapy. Эта система предполагает использование интраоперационного ультразвука для лоцирования инструментов как при нейрохирургических вмешательствах совместно с электромагнитной навигацией, так и при полостных операциях с применением интраоперационных (в том числе и эндоскопических) линейных датчиков с последующим слиянием всей информации в единую 3D картину на дисплее [81].

Технические достижения в хирургии привели к созданию технических комплексов, частично замещающих хирурга у операционного стола. Применение роботизированной хирургии нацелено на уменьшение интраоперационных осложнений и улучшение качества оказываемой помощи. Роботы призваны сократить физическую нагрузку на хирурга и персонал, частично автоматизировать процесс вмешательства. Однако роботизированная хирургия не является напрямую навигационной системой, не обеспечивает хирурга дополнительной интраоперационной информацией, это лишь инструмент в руках специалиста, удаленного из стерильной зоны операционной. При выполнении экспериментальных исследований выявлено, что роботизированная хирургия безусловно имеет ряд преимуществ перед традиционной хирургией открытыми доступами, уменьшает количество осложнений, укорачивает длительность послеоперационного периода при удлинении собственно времени вмешательства. Однако при сравнении с показателями эндоскопической хирургии методика практически не имеет преимуществ [107,109,111].

Роботизированная хирургия при наличии ряда преимуществ имеет и ограничения, в частности ввиду размера инструментов не может быть использована у детей весом менее 30 кг. Большинство специалистов, применявших роботизированные операции у детей, пришли к выводу, что эта техника не имеет преимуществ перед аналогичными эндоскопическими вмешательствами с применением робота [111].

### **1.3 Особенности проведения вмешательств в неонатальном периоде**

Спектр врожденных пороков развития, требующих хирургической коррекции в неонатальном периоде, достаточно обширен, от непроходимости пищеварительного тракта на разном уровне до объемных образований различной локализации и происхождения. Операции по коррекции врожденного порока развития в большинстве своем носят реконструктивный характер, нацелены на восстановление функции органа, выполняются с максимальной осторожностью для исключения травмирования органа-мишени и соседних структур[38]. Следует также учитывать малые размеры и вес пациента, ограниченное пространство операционного поля в сравнении с размерами существующих комплексов навигации. В



настоящее время большинство оперативных вмешательств у новорожденных детей проводят с применением эндоскопических доступов, но по результатам анализа современной литературы не удалось встретить данных об использовании стереотаксической навигации при эндоскопических операциях.

### **1.3.1 Линейные характеристики объекта автоматизации**

Одной особенностей проведения хирургических вмешательств в неонатальном возрасте является размер пациента. Рост ребёнка в первый месяц жизни в норме не превышает 606 мм и вес 6600 гр. у мальчиков и 590 мм/6200 гр. у девочек, соответственно. Необходимо также понимать, что, специализируясь на врождённых пороках развития, неонатальный хирург редко имеет дело с крупными детьми, и рост пациента зачастую не достигает 500 мм [10].

Стандартный хирургический стол, применяемый в неонатальной хирургии, обычно имеет размеры рабочей поверхности 500 x 700 мм. В зависимости от плана вмешательства размещение неонатального пациента на столе может производиться разными способами. Зачастую пациент укладывается вдоль короткой стороны стола (Рисунок 1).



**Рисунок 1. Размещение неонатального пациента на операционном столе**

### **1.3.2 Проведение вмешательства у неонатального пациента**

После размещения на столе и подключения к оперативной аппаратуре, пациент фиксируется стреч-плёнкой и закрывается простынями (Рисунок 2).

По завершении подготовки к вмешательству, у пациента открытым остаётся операционное поле, размер которого составляет примерно 10 x 10 см. Далее, к хирургическому столу перемещаются эндоскопическая стойка, пост операционной сестры и пост анестезиолога.

Ввиду ограниченности места, ассистент хирурга, выполняющий в ходе вмешательства задачу удержания и изменения положения эндоскопа, вынужден располагаться у операционного стола в позиции, которую позволит занять размещение пациента (Рисунок 10).

## **1.4 Анализ технологических решений в области хирургической навигации**

BrainLab – система стереотаксической трехмерной навигации для автоматизированных операционных и систем лучевой терапии, разработанная для лечения поражений головного мозга, включающая интерактивные возможности хирургического планирования и привязки

изображений к операционному полю с проецированием изображений и реконструкций на экраны мониторов. Используется нейрохирургами и лучевыми терапевтами.



**Рисунок 2. Подготовка неонатального пациента к вмешательству**

Curve™ Image Guided Surgery (Рисунок 3) – это современная система управления и обработки информации для хирургии под информационным контролем, которая преобразует навигацию в операционной с помощью интеллектуальных эргономичных решений, сенсорного терминала с двумя экранами с разрешением Full HD (с возможностью изменения положения) и системой hi-fi.

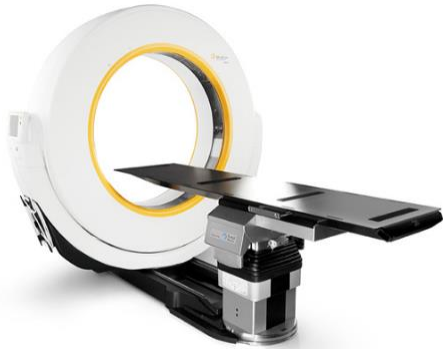


**Рисунок 3. BrainLab Curve™ Image Guided Surgery    Рисунок 4. BrainLab Kick® Purely Navigation**

Навигационная платформа Kick® Purely Navigation (Рисунок 4) выгодно отличается небольшими габаритами и понятным программным управлением, что помогает врачам сосредоточиться на работе с пациентами. Система доступна с функциями оптического или электромагнитного слежения.

Airo® Mobile Intraoperative CT (Рисунок 5) – мобильный диагностический КТ-сканер, разработанный для хирургов и предназначенный для использования в операционной. Это

очередной пример стремления компании Brainlab максимально увеличить влияние интраоперационных данных на процесс принятия хирургических решений.



**Рисунок 5 BrainLab Airo® Mobile  
Intraoperative CT**



**Рисунок 6 BrainLab Buzz®**

С помощью цифровой операционной Buzz® (Рисунок 6) можно отображать и улучшать изображения DICOM, осуществлять предварительную выборку данных пациентов, одним касанием передавать источники видео и контент, воспроизводить и записывать видео и не только.

Stryker (Рисунок 7) – АПК для предоперационного планирования и интраоперационной хирургической навигации при операциях на головном мозге, позвоночнике и голеностопе. Система навигации основана на реконструкции кроссекционных изображений и привязке к стереотаксической рамке в операционной с навигацией хирургического инструмента. В данный АПК входит специально разработанное ПО для предоперационного планирования, интраоперационной визуализации с автоматическим переключением между различными модальностями, планированием траектории хирургического вмешательства, измерениями в реальном времени и оповещениями о допустимых границах хирургического вмешательства. Используется нейрохирургами и ЛОР хирургами.

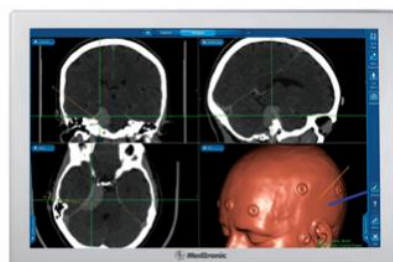


**Рисунок 7. Stryker**

Система представляет собой первую в мире активную беспроводную навигацию. То есть инфракрасный навигационный сигнал излучается светодиодами на навигационном инструменте, а не отражается от пассивных сфер как у пассивных систем (Medtronic, Radionics, BrainLab), что обеспечивает:

1. Точность слежения за активным источником сигнала в 4 раза точнее, чем за отраженным сигналом (сравните: среднеквадратичная погрешность Stryker составляет 0,07 мм, а у всех пассивных систем в среднем 0,3 мм). Точность навигации Stryker позволяет использовать её даже для функциональной нейрохирургии, не прибегая к стереотаксическому аппарату. Также в программе предусмотрено совместное использование навигации Stryker со стереотаксисом.
2. Скорость передачи сигнала в 2 раза выше: свет проходит короткий путь «диод-камера», а не длинный «камера-отражатель-камера». Управление навигацией осуществляется непосредственно с навигационного инструмента, оснащенного кнопками «вперед», «назад», «выбрать» прямо из стерильного операционного поля. При этом не требуется дополнительных устройств, как сенсорный монитор, педаль, размахивание инструментом перед камерой, и не требуется прибегать к помощи ассистента.

Medtronic Stealth Station (Рисунок 8) АПК, преимуществом которого является комбинированный трекинг хирургического инструмента (оптический + электромагнитный) и единая программная платформа Synergy, включающая в себя как модули для трехмерной реконструкции и совмещения данных разных модальностей, так и модули для проведения операций на мозге, позвоночнике и для ЛОР-операций. Компанией Medtronic используется безмаркерная система для регистрации и позиционирования модели на пациенте. Используется нейрохирургами и ЛОР хирургами, а также для эндопротезирования крупных суставов.



**Рисунок 8. Medtronic Stealth Station**

Широкие возможности по интеграции с различным оборудованием для интраоперационной визуализации, таким как иМРТ, иКТ, С-дуги, УЗИ и мобильная интраоперационная рентгенодиагностическая система O-arm®

Технология отслеживания инструментов – Хирург может выбрать, какой режим работы использовать: либо систему оптического отслеживания, либо систему электромагнитного отслеживания AxiEM.

Широкоформатный сенсорный монитор высокого разрешения – Система комплектуется 24” сенсорным монитором высокого разрешения, позволяющим размещать монитор в любом месте в операционной, представляя хирургам отличный обзор.

Загрузка данных по сети – используя технологию DICOMQuery/ Retrieve, можно загружать диагностические исследования пациентов на навигационную станцию прямо из операционной.

Оптимизация системы для использования в операционной:

- Две хирургические стойки, обеспечивающие свободу размещения оборудования в операционной.
- Основание навигационной станции на 50% меньше, чем у станции StealthStationTreonPlus.
- Высококласная аудиосистема с возможностью прямого подключения MP3 плеера.
- Станция может быть использована по прямому назначению, даже если обе хирургические стойки соединены во едином.
- Система AxiEM во время хирургического вмешательства может быть размещена как на своем стандартном месте на стойке навигационной станции, так и зафиксирована на операционной столе.
- Длинный держатель навигационной камеры и лазерный прицел позволяют быстро прицелить камеру и не перемещать ее больше во время хирургического вмешательства.
- Блок бесперебойного питания позволяет отключать систему от сети электропитания без потери навигационных данных.

«Компас» (компьютерный ассистент), обеспечивающей технологическую поддержку практического врача в любых условиях оказания медицинской помощи. Изготовлена и клинически апробирована модель «Компас-11». Применяется нейрохирургами.

InstaTrak 3500 Plus – система хирургической навигации. Система аналогична Stryker и Medtronic. Комбинированная электромагнитная и оптическая система отслеживания инструмента. Позиционирование данных по одноразовой маске на пациенте. Интеграция со множеством хирургических инструментов (в том числе и эндоскопических). Используется нейрохирургами и ЛОР хирургами.

Ниже приведен сравнительный анализ систем хирургической навигации (Таблица 1).

Таблица 1 – Сравнительный анализ систем хирургической навигации

Производитель/ продукт		Stryker/ NavSuite	Brainlab/ VectorVision	Medtronic/ StealthStation	Система «Компас-11»
<b>Системный охват проекта, позиционирование.</b>		Операционные «под ключ»: АПК. Система позиционирования. Вспомогательное оборудование. Хир. инструмент.	Операционные «под ключ»: АПК. Система позиционирования. Вспомогательное оборудование. Хир. инструмент. Не инвазивная хирургия (лучевая)	Операционные «под ключ»: АПК. Система позиционирования. Вспомогательное оборудование. Хир. инструмент. Интраоперационная КТ.	Портативная система: АПК. Система позиционирования.
<b>Периоды оперативного вмешательства</b>	Пред-	х	х	х	х
	Интра-	х	х	х	х
	Пост-				
<b>Локализация проведения вмешательств</b>		Головной мозг Позвоночник Голеностоп Лор-хирургия	Головной мозг Позвоночник Голеностоп Лор-хирургия Эндопротезирование	Головной мозг Позвоночник Голеностоп Лор-хирургия Эндопротезирование	Головной мозг
<b>Технологии позиционирования</b>	Стереотаксическая рамка/специальная маска	х	х		х
	Оптический/маркеры/ИК		х	х	
	3D сканирование		х	х	
	Гироскоп				
<b>Интраоперационная коррекция данных</b>		2d снимки	2d снимки Трехмерная реконструкция «на лету»	2d снимки	Нет
<b>Способ визуализации данных</b>		В окулярах микроскопа На мониторе	В окулярах микроскопа На мониторе	В окулярах микроскопа На мониторе	На мониторе
<b>Трекинг хир. Инструмента</b>	Магн. Поле			х	
	Гироскоп				
	Оптический/маркеры	х	х	х	Нет данных
<b>Специальный хирургический инструмент и периферическое оборудование</b>		Трекинг только спец. инструмента.	Адаптеры для отслеживания на большинство инструментария. Совместимы с:	Опционально. Совместимы с большинством С-дуг.	Нет данных

Производитель/ продукт		Stryker/ NavSuite	Brainlab/ VectorVision	Medtronic/ StealthStation	Система «Компас-11»
			Ziehm Vision Vario 3D Ziehm Vision FD Vario 3D Siemens ARCADIS Orbic 3D		
<b>Возможность прототипирования тренировочных фантомов и протезов для операций</b>					
<b>Программное обеспечение</b>	Планирование	x	x	x	x
	Измерения	x	x	x	
	Границы вмешательства	x	x	x	
	Реконструкция	x	x	x	
	Медицина	x	x	x	
	Мультимедальность	x	x	x	
	Нелинейные трансформации			Ведутся исследования	
	Референтная база клинических случаев	Анатомический атлас 3D.	Анатомический атлас 3D.		

### **1.5 Анализ технологических решений для определения положения инструментов при выполнении хирургической навигации**

Во второй половине XX века началось активное внедрение информационных технологий во все сферы деятельности человека, в том числе – и в медицину. Основная роль информационных технологий в медицинской деятельности сводилась к обработке медицинской информации, генерируемой в лечебно-профилактическом учреждении (ЛПУ), с целью ее последующего анализа и оптимизации процессов управления ЛПУ. Вместе с тем, параллельно, шло развитие направления медицинской информатики, призванного обеспечить медицинских работников новыми инструментами, помогающими в их повседневной деятельности.

По мере общего развития медицинских технологий и медицинских информационных технологий, в частности, повышался уровень технической сложности инструментария хирургов и оснащения операционных, из-за чего хирурги, с одной стороны, получили возможность значительно повысить эффективность своей деятельности, но, с другой стороны, столкнулись с необходимостью работы с непривычными и технически сложными инструментами. Так, широкое

распространение методов лучевой диагностики позволило врачам-хирургам существенно повысить точность диагностики, повысить качество планирования хирургических вмешательств и контроля их результатов, а развитие информационных технологий в медицине позволило получать высококачественную 3D визуализацию анатомических структур пациента на основе данных лучевой диагностики.

Совместное использование методов лучевой диагностики и медицинской информатики в настоящее время позволяет получать достаточно качественные трехмерные модели анатомических структур пациента, на основе которых возможно проводить виртуальное предоперационное планирование хирургического вмешательства, а также, на основе информации, полученной на постоперационном этапе, контролировать результаты проведенной операции.

Очевидно, что использование получаемых моделей также было бы эффективно и на интраоперационном этапе, однако, несмотря на активное использование получаемых трехмерных моделей на пред- и постоперационных этапах, использование трехмерных моделей во время проведения хирургического вмешательства в настоящее время все еще не получило повсеместного распространения. Этот подход реализуется с помощью систем хирургической навигации, основанных на технологиях подготовки, проведения и контроля результатов хирургического вмешательства.

Разработка подобных систем началась в середине 90-х годов. Преимущество автоматизации интраоперационного этапа очевидно: использование систем хирургической навигации обеспечивает снижение инвазивности вмешательства по сравнению с традиционной хирургией, что благоприятно сказывается на состоянии пациента во время проведения хирургического вмешательства и после его завершения.

Одной из основных задач, решаемых системами хирургической навигации на интраоперационном этапе, является определение положения хирургического инструмента. От точности определения положения инструмента в пространстве зависит успешность проведения хирургического вмешательства. Вместе с тем, в настоящее время в разработанных и внедренных в практическое здравоохранение системах хирургической навигации представлен ряд технологических решений, обеспечивающих регистрацию положения хирургического инструмента в операционном поле, однако их разнородность и основанность на разных физических принципах позволяет сделать вывод, что универсальное решение, позволяющее определять положение хирургических инструментов для разных областей хирургии, в настоящее время еще не найдено.

Исходя из этого, можно сделать вывод, что задача выбора технического решения для определения положения хирургического инструмента является одной из основных при



разработке прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для планирования, проведения и контроля результатов хирургических вмешательств в неонатологии.

Отслеживание положения в хирургической навигации осуществляется за счет сочетания программных и аппаратных средств, которое позволяет определить абсолютное положение хирургического инструмента в пространстве.

### **1.5.1 Методы определения положения хирургического инструмента**

Совокупность методов и подходов, которые используются или могут быть использованы в хирургической практике для определения положения хирургического инструмента, можно разделить на несколько групп:

- Акустические.
- Радиочастотные.
- Магнитные
- Оптические.
- Инерциальные.

#### ***1.5.1.1 Акустические методы***

В основе акустических методов определения положения в пространстве лежит слежение за высокочастотными (ультразвуковыми) волнами в виде анализа времени пролета звуковой волны от передатчика к приемнику, либо разность фаз синусоидальной звуковой волны.

Недостатками данного метода являются:

1. Низкая скорость обновления информации об объекте слежения ввиду относительно низкой скорости звука в воздухе.
2. Зависимость частоты обновления от состояния воздуха (температура, атмосферное давление, влажность воздуха).

В связи с этим, решения на основе акустических методов в хирургической практике широкого распространения не получили.

#### ***1.5.1.2 Радиочастотные методы***

Радиочастотные методы анализа положения объектов в пространстве сходны с акустическими, отличие заключается в свойствах отслеживаемых волн. Однако точность данных методов невысока (несколько сантиметров), что исключает оправданность применения данных методов в медицине, и особенно в хирургической практике.

#### ***1.5.1.3 Магнитные методы***

Определение положения объектов в пространстве с помощью магнитных методов основаны на измерении интенсивности переменного или постоянного магнитного поля, создаваемого специально подобранным и настроенным генератором. Так как сила поля меняется с изменением

расстояния между генератором поля и приемником (точкой измерения), то можно определить его положение.

Существуют технические реализации данного метода, обладающие относительно высокой точностью позиционирования (до 1 мм), однако данная точность может быть достигнута только при условии исключения помех в виде сторонних магнитных полей, проводников электрического тока.

Помимо достаточно высокой точности, данный метод обладает и другим преимуществом: решение для позиционирования объектов, основанное на использовании магнитных методов, не нуждается в прямой видимости между источником поля и приемником, что является важным в хирургической практике, где инструмент зачастую находится в тех или иных анатомических структурах пациента. Вместе с потенциально высокой точностью метода эта особенность позволяет говорить о применимости метода магнитной регистрации в хирургии: точное положение инвазивного инструмента в объемном пространстве – необходимое условие многих современных хирургических процедур, например – введение катетера в сердце, предъявляющее высокие требования к точности и надежности позиционирования [82].

Электромагнитные системы, применяемые в хирургической практике в настоящий момент, имеют небольшую зону охвата – как правило, не более 2 метров. В последние годы появилось новое решение для электромагнитного позиционирования: в тело пациента внедряется пассивный приемник (маркер), генерирующий сигнал, на основе которого определяется присутствие и месторасположение данного маркера. Чаще всего используют одноосные индукционные приемники [116]. Электрическая пассивность такого приемника является дополнительным преимуществом для инвазивного применения. Генераторы электромагнитного поля, как правило, размещают стационарно, с минимальной симметрией. Типичная конфигурация системы детекции содержит одну или несколько групп 2D-излучателей и 1 приемник.

В настоящее время именно методы магнитной детекции положения инструментов являются наиболее распространенными в хирургической практике, и число разработанных на основе данного метода систем, предназначенных для помощи при хирургической коррекции патологий различного характера и локализации, непрерывно растет.

Так, в работе [1] описана первая разработанная методика безрамной навигации при устранении деформаций и дефектов глазницы, которая позволяет максимально точно воспроизвести форму, объем и положение костных фрагментов, имплантатов и аутотрансплантатов, что позволяет добиться высоких функциональных и эстетических результатов. Виртуальное моделирование костных дефектов глазницы при этом занимало не более 20 минут.

Применительно к хирургической навигации М. В. Желамским предложена новая отечественная технология активного магнитного позиционирования подвижных объектов. Выполненные исследования показали готовность данной инновационной технологии к практической реализации. Оценки показывают возможность создания отечественной альтернативы зарубежной системе «Carto XR», широко применяемой в России для целей кардиоторакальной хирургии.

#### **1.5.1.4 Оптические методы**

Оптические методы определения положения в пространстве представляют собой совокупностью устройств видеорегистрации и алгоритмов компьютерного зрения.

Устройства видеорегистрации, применяемые для оптического определения положения в пространстве, разнообразны и могут быть реализованы в виде камер видимого диапазона, инфракрасных камер, стереокамер и прочих.

В зависимости от решаемой задачи оптические методы определения положения могут быть реализованы с помощью следующих подходов:

1. При наличии неподвижной камеры, определяющей положение движущегося объекта, реализуется так называемый “outside-in” подход.
2. При наличии на движущемся объекте оптического сенсора, отслеживающего движения объекта относительно неподвижных точек, реализуется подход “inside-out”.

Также, в зависимости от наличия маркеров, отслеживание может быть:

- маркерным, при котором должна быть заранее определена модель объекта, которая является объектом, за положением которого осуществляется слежение;
- безмаркерным, реализуемым посредством большого количества камер и специальных программных алгоритмов обработки получаемого видеосигнала.

Примером реализации такой технологии в хирургии является работа [45], где рассматривается решение задачи, связанной с обеспечением оптимальной области визуализации хирургического вмешательства при проведении малоинвазивных операций и предлагается метод позиционирования и слежения за хирургическими инструментами при проведении лапароскопических операций. Данный метод основан на использовании маркеров и опорных точек, располагающихся в видимой области (вне брюшной области), что позволяет вычислить координаты лапароскопа и хирургических инструментов внутри оперируемой области на основе методов векторной алгебры и геометрических преобразований без применения распознавания образов. На основе предложенного метода определено положение хирургических инструментов и лапароскопа внутри оперируемой области за счет вычисления координат видимых частей инструментов снаружи. Для этой задачи использовалась оптическая система локализации на основе метода триангуляции. Задача автоматического слежения сведена к изменению положения

и ориентации лапароскопа в соответствии с положением хирургического инструмента в области визуализации. Для определения оптимальной визуализации оперируемой области находится положение кончика инструмента, расположенного в центре видеоизображения эндоскопа. Предложен алгоритм определения требуемого положения лапароскопа в зависимости от координат и ориентации хирургического инструмента, на основе которого генерируется ошибка позиционирования. Также указаны условия для достижения оптимальной визуализации оперируемой области. Определена область допустимого расположения лапароскопа относительно хирургического инструмента. Выполнена программная апробация предложенного метода позиционирования и слежения за хирургическими инструментами, подтверждающая состоятельность разработанного метода. Предложенный метод позиционирования и слежения является универсальным для разных типов роботизированных держателей с разным числом степеней свободы. Разработано алгоритмическое обеспечение и программный модуль для захвата изображений с двух стерео-видеокамер. Модуль по стереоизображениям пассивных маркеров, закрепленных на объекте хирургии - пластиковой модели головы пациента, и на макетах хирургических инструментов позволяет определить пространственные координаты положения объекта и перемещаемых в ходе операции положения инструментов. Точность определения координат  $\sim 2.2-2.8$  мм.

#### **1.5.1.5 Инерциальный трекинг**

Современные инерциальные измерительные системы на основе микроэлектромеханических технологий позволяют отслеживать ориентацию в пространстве с большой точностью и минимальными задержками.

Однако определение координат (перемещения) за счёт двойного интегрирования линейного ускорения, вычисленного из сырых данных с акселерометра, не удовлетворяет требованиям по точности на длительных периодах времени. Акселерометр сам по себе даёт сильно зашумленные данные, и при интегрировании ошибка увеличивается со временем квадратично.

Решить данную проблему помогает комбинирование инерциального подхода к трекингу с другими методами, которые периодически корректируют, так называемый, дрейф акселерометра.

Пример подобного решения представлен в работе [56], в которой рассматривается проблема позиционирования инструмента хирургического робота-манипулятора с семью степенями свободы на примере биопсии головного мозга. Подчеркивается, что данная операция требует исключительной точности подведения инструмента к точке цели. Движение инструмента осуществляется от точки к точке вдоль заданной в абсолютной декартовой системе координат траектории. Координаты желаемой траектории преобразуются в соответствующие присоединенные координаты сочленений решением обратной задачи кинематики. В качестве схемы управления выбран метод вычисления управляющих моментов. Полученные положения,

скорости и ускорения сочленений подаются на вход решения обратной задачи динамики, вычисляющей моменты в сочленениях, необходимые для реализации заданного движения, с учетом закона управления. Текущее положение, скорость и ускорение сочленений получаются решением прямой задачи динамики. Высокие показатели точности позиционирования инструмента доказывают адекватность имеющейся модели Робота-Манипулятора и пригодность выбранной схемы управления.

Так, в статье [53] описано применение манипуляторов и роботизированных хирургических комплексов на их основе в области хирургии.

Задача определения позиционирования инструмента очень важна и при применении робототехнических комплексов, оснащенных манипуляторами. Так, при проведении операций при помощи хирургического робота «Da Vinci» совершались ошибки, связанные с недостаточной точностью позиционирования манипуляторов робота и приводящие к летальному исходу оперируемого, что необходимо свести к минимуму. В публикации [39] предложено решение, предусматривающее увеличение точности позиционирования манипуляторов робота посредством снижения вибраций исполнительного органа.

В патенте [36] представлено описание устройства для определения положения объекта в пространстве, относящееся к измерительной технике, а именно к устройствам для определения линейных и угловых координат объекта, свободно перемещаемого в пространстве с шестью степенями свободы. Данное устройство позволяет осуществлять контроль положения различных механизмов и элементов технологического оборудования, находящихся в средах с высокой степенью загрязнения. Технический результат заключается в быстром получении точных координат движущегося объекта компактным экономичным устройством. Технический результат достигается тем, что в устройстве для определения положения объекта в пространстве, содержащем катушку индуктивности, трехосевой магнитометр, взаимодействующий с вычислительным блоком, согласно предлагаемому изобретению, катушка индуктивности расположена неподвижно и взаимодействует со стабилизатором тока, который управляется сигналом с вычислительного блока. Также устройство содержит расположенные на объекте цифровые трехосевые акселерометр и магнитометр, выходы которых подключены непосредственно к вычислительному блоку.

## **1.6 Применимость существующих методик для предметной области**

Анализ полученной информации о существующих способах предоперационного и интраоперационного сопровождения работы хирурга выявил закономерности их применения на практике. Прежде всего, следует отметить, что действующие комплексы объединены общей чертой – предполагается работа с неподвижными объектами, которые могут быть жестко зафиксированы в операционном поле – голова пациента, позвоночник, конечности и т. д.

Принцип фиксации помещенной в электромагнитное поле мишени - основа работы данного метода, где подвижным в системе является инструмент, который передвигается относительно патологического очага. Спектр врожденных пороков развития, требующих хирургической коррекции в неонатальном периоде, достаточно обширен, от непроходимости пищеварительного тракта на разном уровне до объемных образований различной локализации и происхождения, однако предлагаемые методы не могут быть адаптированы к нуждам неонатальной хирургии в силу ряда причин, и прежде всего в связи с отсутствием мишени для воздействия точечного инструмента – зонда, пальпатора, деструктора. Операции по коррекции врожденного порока развития в большинстве своем носят реконструктивный характер, нацелены на восстановление функции органа, выполняются с максимальной осторожностью для исключения травмирования органа-мишени и соседних структур. Удаление же опухолей и аномальных органов или частей органов неизбежно связано с необходимостью сохранения целостности соседних органов и сосудистого русла последних. Следует также учитывать малые размеры и вес пациента, ограниченное пространство операционного поля в сравнении с размерами существующих комплексов навигации. В настоящее время большинство оперативных вмешательств у новорожденных детей проводят с применением эндоскопических доступов, но по результатам анализа современной литературы данных об использовании стереотаксической навигации при эндоскопических операциях не обнаружено.

Представленные системы разработаны и применяются в строго ограниченных сферах современной хирургии, их функции полностью отвечают требованиям целевой области, обеспечивая оптимизацию лечебного процесса и улучшение результатов. Некоторые комплексы имеют крайне узкую специфичность - например, системы для нейрохирургических операций, артропластики, коррекции деформаций позвоночника, переломов костей – они снабжены специальными программами, не позволяющими унифицировать их использование. Это ограничивает применение в других хирургических специальностях, в том числе при пороках развития внутренних органов у новорожденных детей, а врожденные пороки развития скелета не подлежат хирургической коррекции в неонатальном периоде и в раннем детском возрасте в силу ряда анатомо-функциональных особенностей тканей.

Применение комплексов нейрохирургической специфики, безусловно, возможно у новорожденных детей с пороками развития центральной нервной системы, однако представленные торговые образцы прежде всего ориентированы на пациентов взрослого возраста, являются достаточно громоздкими, предполагают дополнительную лучевую нагрузку во время проведения манипуляции. Кроме того, в рамках данного исследования не предполагается работа с пациентами нейрохирургического профиля.

Методики предоперационной компьютерной обработки изображений с формированием виртуальной и материальной объемной модели органа или объемного образования с последующей отработкой хирургической техники на этапе планирования операции не апробированы в детской хирургии, но представляются перспективными для применения среди пациентов неонатального периода с врожденными пороками развития внутренних органов. Эта группа методов выглядит наиболее привлекательной в силу того, что они учитывают индивидуальные характеристики пациента и патологического очага, выделяют зоны повышенной опасности, позволяют оценить особенности кровоснабжения органов и учесть их при работе с сосудистыми образованиями.

Таким образом, анализ представленные возможностей современных технологий в хирургическом сопровождении операций приводит к выводу о невозможности их рутинного применения в неонатальной хирургии пациентов с врожденными пороками развития внутренних органов. В рамках выполнения данной работы требуется подобрать решение для определения положения хирургических инструментов в неонатальной хирургии, потенциально обладающее высокой точностью, но вместе с тем, в существенно меньшей степени чувствительное к влиянию окружающей среды.

## **1.7 Постановка задачи**

### **Практическая задача**

В рамках данной работы необходимо решить задачи построения информационно-логических моделей процессов оказания медицинской помощи неонатальным пациентам с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей в форме эндоскопического хирургического вмешательства, оптимизации этих процессов и создания информационной системы, функционирующей совместно с новым техническим средством сбора информации.

### **Научная задача исследования**

Разработка системы моделей, алгоритмов и технического обеспечения и реализация на их основе информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии для объективизации контроля положения хирургических инструментов за счёт совмещения разнородных данных в ходе оперативного вмешательства с эндоскопическим доступом при оказании медицинской помощи неонатальным пациентам с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей.

### **Цель и задачи диссертационного исследования**

**Цель работы:** повысить качество хирургической помощи детям в части сокращения времени вмешательств за счёт внедрения цифровых технологий в процесс хирургического вмешательства при врождённых пороках развития лёгких и мочевыводящих путей у пациента неонатального возраста методами эндоскопической хирургии.

**Задачи:**

1. Разработать метод подготовки графических диагностических данных и оптимизировать информационные процессы подготовки и проведения хирургического вмешательства в эндоскопической неонатальной хирургии врождённых пороков развития лёгких и мочевыводящих путей.
2. Разработать математическую модель объективизации интраоперационного контроля положения линейного хирургического инструмента.
3. Разработать модель данных для информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии.
4. Разработать информационную систему управления эндоскопическим вмешательством, использующую новые технические средства сбора информации.

**Математическая постановка задачи**

Действенным средством, позволяющим реализовать скрытые резервы сокращения подготовительных этапов к проведению ХВ, выступают информационные технологии в составе информационной системы управления и поддержки принятия решений в составе средств представления разнородных данных (видеоданные, потоки данных, включая получение данных в реальном масштабе времени, справочные данные и др.) [10]. Практика применения информационных технологий для решения медицинских задач находит все новые объекты исследования от задач общей диагностики [43] и информационного контроля динамики состояния пациентов, с привлечением методов, например, компьютерного зрения и машинного обучения [44] и соответствующих программных продуктов с повышенными требованиями к их разработке и контролю [16], до применения внешних информационных систем, например, спутниковой навигации для контроля зон заражения [42].

Одним из способов описания процессов в информационных (ИС) и информационно-управляющих системах является представление структуры выполнения задач системы с помощью сетевой модели [24]. Эффективность проведения хирургического вмешательства (ХВ) отражает способность активных средств, используемых в ходе оперативного вмешательства, решить поставленную задачу в кратчайшие сроки [17], минимизируя время проведения ХВ. При этом лицо, принимающее решение (ЛПР), сознательно абстрагируется от некоторых ограничений, рассматривая их как определенное объединение «идеальных» объектов (элементов, связей, подсистем, процессов), которые могут образовывать структуры, как при выполнении отдельных технологических процессов, так и ХВ в целом.

Существует понятие «потенциальной» эффективности [17], которую может обеспечить виртуальная или мысленно допускаемая структура, приводящая к достижению цели. Для этого рассматривают концептуальный (I) (надсистемный или стратегический) уровень принятия



решения. На операционном уровне (II) рассматривают последовательность шагов (этапов) операции и на детальном уровне (III) – технологические операции в процессе отдельных этапов.

Будем рассматривать задачу построения бизнес-процесса подготовки и проведения ХВ в ИС управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии в виде сетевой структуры, моделирование которой позволит описать процессы, протекающие в системе, и произвести оптимизацию с целью получения такого плана выполнения работ, который бы позволял минимизировать время выполнения операции за счёт переноса выполнения части шагов на этап подготовки к ХВ, минимизируя время непосредственно выполнения операции.

Далее будет рассмотрена задача построения оптимального плана подготовки и проведения ХВ и контроля и протоколирования выполнения запланированных действий в ИС. Операции объединены общими ресурсами. Под ресурсом в далее понимается человеческий ресурс, т. е. исполнитель.

Модель формирования оптимального плана подготовки и проведения ХВ. Положим, что имеется план, который содержит множество логически взаимосвязанных между собой работ  $V$ . Каждая работа может выполняться только одним определенным исполнителем. Работы, выполняемые одним исполнителем, выделяются во множество  $V^l$ , причем  $\bigcup_{l=1}^L V^l = V$ .

Операционная бригада обладает ограниченным человеческим ресурсом, т. е. в бригаду входит фиксированное число исполнителей. К ним относятся хирург, анестезиолог, ассистент и операционная сестра. Построив критический путь плана подготовки и проведения ХВ увидим, что критическим ресурсом [55], или исполнителем, все задачи которого являются критическими, является оперирующий хирург, т. е. минимизация критического пути  $\bar{K}$  ХВ сводится к задаче сокращения критических задач хирурга.

Для простоты записи обозначим:  $t_i$  – регламентная длительность выполнения этапа  $i$ ,  $q_i$  – коэффициент сложности этапа, определяемый на стадии подготовки к ХВ. Длительность вмешательства определяется как

$$D = \sum_i t_i q_i. \quad (1)$$

Для корректности задачи необходимо выполнение условия  $K \leq D$ , где  $K$  – длина критического пути плана ХВ. Планируемая длительность ХВ  $[T_n - T_k] \leq D$  разбивается на  $f$  интервалов, каждый продолжительностью  $\tau_k$  ( $k = \overline{1, f}$ ), причем каждый исполнитель  $l$  может повторяться в и быть задействован в различных работах подготовки и проведения ХВ.

Требуется обеспечить минимизацию критического пути проведения ХВ, за счет возможного сокращения или переноса отдельных технологических операций  $\tau_k$  в ходе планирования комплексного применения видов обеспечения управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии

$$\bar{K} \rightarrow \min_k \sum \tau_k. \quad (2)$$

Технологические процессы, выполняемые в ходе ХВ, будем условно разбивать на целевые, которые приводят к целевому результату  $\bar{K}$  и функциональные, обеспечивающие целевые процессы (сбор информации, отображение, контроль и т. д.).

Каждый технологический процесс будем характеризовать множеством параметров –  $X$ , отношений (связей) между ними –  $R$  и множеством временных параметров –  $T$ . Тогда смену состояний в рассматриваемой информационной системе будем понимать, как переход от одного технологического процесса к следующему, что формально будем отображать выражением вида:

$$\langle \{X, R\} \times T \rangle_k \xrightarrow{\theta^{(k)}} \langle \{X, R\} \times T \rangle_{k+1}, \quad (3)$$

где  $\theta^{(k)}$  – информация о  $k$  – ой технологической операции для протоколирования подготовки и проведения ХВ, а также формирования базы данных и знаний.

Концептуальная согласованность принимаемых решений основывается как на текущей информации, так и на обеспечении последовательного расширения за счет новой информации от очередной выполненной технологической операции:

$$\theta^{(k)} \subseteq \theta^{(k+1)} \subseteq \dots \subseteq \theta^{(f)} \quad (4)$$

Для оценки эффективности решения задачи оптимизации системы управления представим информационную составляющую процесса с учётом информационного показателя, выражаемого через энтропию в терминальной части управления и через дифференциальную энтропию в лагранжиане целевого функционала. При этом заметим, что энтропия при позитивном развитии процесса должна убывать в обобщённом представлении в пределе до нуля:

$$B = T(H_H(D, t_H), H_K(D, t_K)) + \int_{T_H}^{T_K} J(u(R, t), h(D, t)) dt \rightarrow \min_u, \quad (5)$$

где  $T(\cdot)$  – терминант управления,  $H_H$  и  $H_K$  – начальная и конечная энтропия,  $J(\cdot)$  – интегрант функционала,  $D$  – вектор обобщённых технических показателей,  $R$  – обобщённый вектор ресурса,  $u(\cdot)$  – функция управления,  $h(\cdot)$  – текущая (дифференциальная) энтропия на бесконечно малом приращении.

Терминант зависит от энтропии объекта на начальном и завершающем временных частях процесса и имеет вид:

$$T(H_H(D, t_H), H_K(D, t_K)) = H_K(D, t_K) - H_H(D, t_H) = -I_{пф}, \quad (6)$$

где  $I_{пф}$  – финальная информация.

Интегрант зависит от текущей энтропии и вырабатываемой субъектом управления функции по отношению к объекту. Его вид определяется производной по Фреше от энтропии объекта.

Представим его через разложение энтропии на компоненты по составляющим вектора состояния, выраженными через скаляры:

$$J(u(R, t), h(D, t)) = u^t(D, t) V h(D, t), \quad (7)$$

где  $V$  – матрица влияний компонентов вектора  $u(R, t)$  на вектор  $h(D, t)$ , размерность матрицы  $n_u \times n_h$ .

### Выводы по главе 1

1. На интраоперационном этапе основной задачей систем хирургической навигации является контроль и журналирование пространственного положения используемых эндоскопических инструментов. Вне зависимости от аппаратных средств, используемых в ПАК хирургической навигации, важными являются вопросы корректного получения, представления и интерпретации (обработки) входящих потоков данных, получаемых от указанных аппаратных устройств, а также вопросы совмещения получаемых данных с медицинской информацией, полученной на предоперационном этапе.
2. Область роботизированной хирургии испытывает в настоящее время бурный рост, связанный с осязательным технологическим прорывом в областях робототехники, точной механики и машинного обучения. Разрабатываются различные системы сопровождения и проведения хирургических вмешательств. Описываются методы контроля, основанные на различных физических принципах.
3. Отечественные и зарубежные системы контроля хирургических инструментов не могут быть напрямую адаптированы к выполнению задач объективизации контроля оказания медицинской помощи в форме эндоскопического хирургического вмешательства у пациентов неонатального возраста с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей в силу специфики области применения и особенностей проведения вмешательств.
4. Создание системы объективизации интраоперационного контроля положения хирургических инструментов, применяемых в эндоскопической неонатальной хирургии, является актуальной задачей в области построения специальных медицинских систем.
5. Сформулированная математическая постановка задачи оптимизации процесса оказания медицинской помощи в форме хирургического вмешательства методом минимизации критического пути проведения хирургического вмешательства за счет возможного сокращения или переноса отдельных технологических операций  $\tau_k$  разрешима в ходе планирования комплексного применения видов обеспечения управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии.

## 2 БИЗНЕС-ПРОЦЕССЫ ПОДГОТОВКИ И ПРОВЕДЕНИЯ ВМЕШАТЕЛЬСТВА, ПОДГОТОВКА ГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ И МОДЕЛЬ ДАННЫХ

В главе описывается текущая информационно-логическая модель процессов подготовки и проведения хирургического вмешательства при врождённых пороках развития лёгких и почек у пациентов неонатального возраста. По ходу работы даются предложения по модификации и/или оптимизации отдельных функций бизнес-процесса с целью повышения качества оказания медицинской помощи пациентам неонатального возраста в эндоскопической неонатальной хирургии, формулируются функциональные требования к системе, представляется состав входящих и исходящих данных информационного компонента системы, приводятся параметры входящих и исходящих потоков информации, определяются данные, требующие применения специализированных методов сбора, обработки и вычисления.

### 2.1 Бизнес-процесс подготовки и проведения хирургического вмешательства

#### 2.1.1 Подготовка к проведению вмешательства

Сбор информации о процессе подготовки и проведения хирургического вмешательства позволил описать процесс оказания медицинской помощи в форме хирургического вмешательства неонатальному пациенту с врождёнными пороками развития лёгких и почек в виде алгоритма представления процесса в нотации EPC (Event-driven Process Chain, событийная цепочка процессов). Исходный процесс (Рисунок 9) подготовки к вмешательству медицинской помощи не предусматривал предварительной обработки результатов лучевой диагностики. Просмотр изображений производился хирургом с использованием специализированного средства просмотра DICOM-снимков на стандартном рабочем месте.

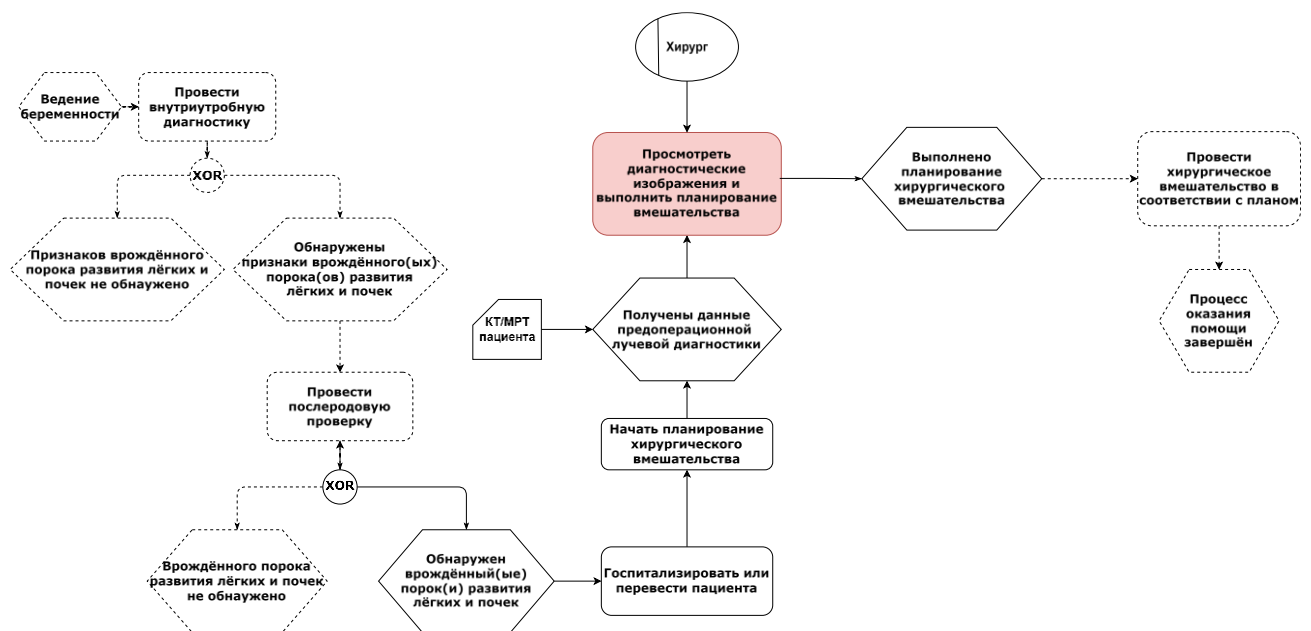


Рисунок 9 Алгоритм процесса подготовки к вмешательству

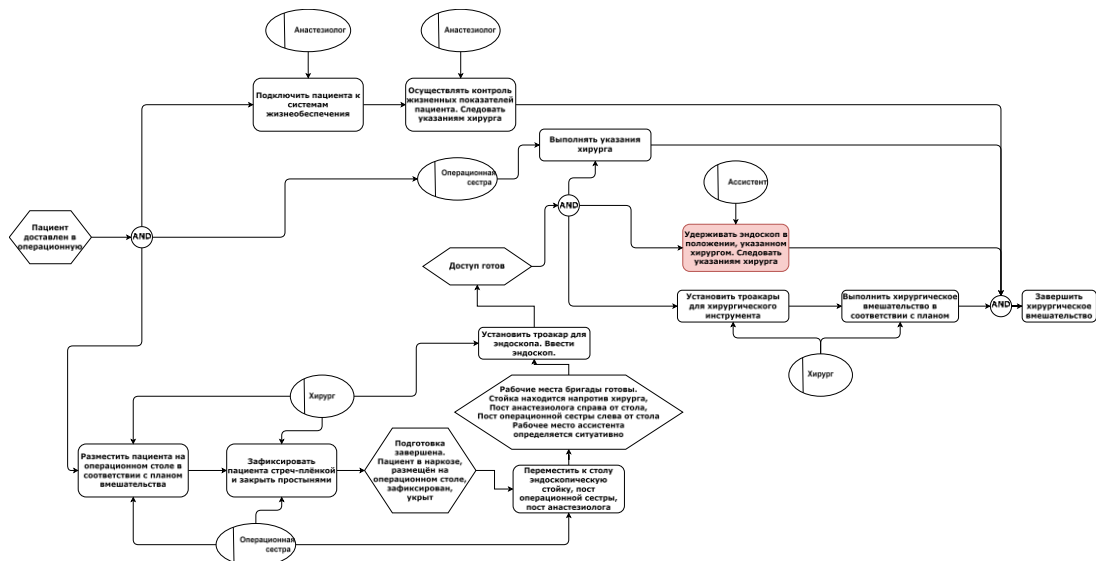
## 2.1.2 Проведение вмешательства

Как сказано выше (раздел 1.3), рост пациента зачастую не достигает 500 мм. [10], а хирургический стол, применяемый в неонатальной хирургии, обычно имеет размеры рабочей поверхности 500 x 700 мм. В зависимости от плана вмешательства размещение неонатального пациента на столе может производиться разными способами. Зачастую пациент укладывается вдоль короткой стороны стола (Рисунок 1) или под углом 45 градусов [10].



**Рисунок 10. Процесс хирургического вмешательства у неонатального пациента**

После размещения на столе и подключения к оперативной аппаратуре, пациент фиксируется стреч-плёнкой и закрывается простынями (Рисунок 2), а завершении подготовки к вмешательству, у пациента открытым остаётся операционное поле, размер которого составляет примерно 10 x 10 см. Далее, к хирургическому столу перемещаются эндоскопическая стойка, пост операционной сестры и пост анестезиолога. Удержание и изменение положения эндоскопа, выполняемые ассистентом хирурга в ходе ХВ, затруднены в силу ограниченности места, являющееся следствием размера пациента (Рисунок 10). Упрощённая модель бизнес-процесса проведения хирургического вмешательства, которая не учитывает действий операционной бригады в случае возникновения нештатных ситуаций представлена на Рисунок 11.



**Рисунок 11 Бизнес-процесс проведения вмешательства**

## 2.2 Функциональные требования к аппаратному обеспечению

Анализ бизнес-процессов подготовки и проведения хирургического вмешательства позволил выявить возможные точки оптимизации процесса. Такими точками являются функция анализа результатов лучевой диагностики на этапе подготовки и функция удержания эндоскопа ассистентом на этапе хирургического вмешательства. Таким образом, применение многосуставного манипулятора с обратной связью для выполнения функции удержания эндоскопа является оправданным не только с точки зрения получения данных о положении эндоскопа для объективизации контроля положения хирургического инструмента: замена ассистента в этой функции устраняет возможную точку отказа и вероятного травмирования сотрудника и позволяет использовать возможности ассистента для выполнения прочих задач в ходе вмешательства.

Таким образом, один из путей оптимизации нуждался в определении функциональных требований, предъявляемых к разрабатываемой системе объективизации интраоперационного контроля положения хирургических инструментов, применяемых в эндоскопической неонатальной хирургии. Задачи, выполняемые аппаратно-программным комплексом в ходе вмешательства, могут быть сформулированы в виде следующих основных пунктов:

1. Получение 3D-модели зоны хирургического вмешательства. Отображение результата.
2. Получение координат хирургического инструмента (эндоскопа) относительно объектов зоны хирургического вмешательства
3. Совмещение 3D-модели зоны хирургического вмешательства с 3D-моделью хирургического инструмента (эндоскопа). Совмещение видеоизображения, получаемого с эндоскопа, с изображением «виртуальной камеры». Отображение результата.
4. Протоколирование хода хирургического вмешательства

Поскольку разрабатываемая система предназначена для функционирования в составе программно-аппаратного комплекса хирургической навигации, будет логичным определить функциональные требования ко всем аппаратным компонентам, которые планируется задействовать в работе. В зависимости от этапа работы – предоперационный или интраоперационный - в работе будут задействованы разные наборы аппаратных средств. Аппаратные средства предоперационного этапа (этапа подготовки к оперативному вмешательству) описываются с точки зрения предъявления требований к входящим трёхмерным моделям зоны хирургического вмешательства, которые будут использоваться в информационном сопровождении процесса проведения хирургического вмешательства [29,31].

Таким образом, в рамках данной работы сформулированы требования к следующим аппаратным компонентам, обеспечивающим функционирование системы на разных этапах.

На этапе подготовки к оперативному вмешательству:

1. АРМ подготовки трёхмерной модели зоны оперативного вмешательства.
2. Сервер баз данных.
3. Система хранения данных.

На интраоперационном этапе:

1. Хирургический многосуставный манипулятор, оснащённый управляющим компьютером, обеспечивающим передачу информации о позиционировании.
2. Хирургическая эндоскопическая стойка.
3. Компьютер оцифровки видеопотока с хирургического эндоскопа (опционально).
4. Управляющий компьютер хирургического комплекса (в т. ч. периферийное оборудование управляющего компьютера: средства управления, мониторы, видеокамеры и т. д.).
5. Сервер баз данных.
6. Система хранения данных.

### **2.2.1 Автоматизированное рабочее место подготовки трёхмерной модели зоны оперативного вмешательства**

Расположение аппаратного решения: внеоперационное рабочее место торакального хирурга или хирурга-уролога.

Назначение аппаратного решения:

Обеспечение функционирования прикладного программного обеспечения, включающего в себя программные компоненты, предназначенные для воссоздания на основе результатов радиологических исследований пациента (КТ и/или МРТ) трёхмерной модели, включающей в себя анатомические структуры пациента, значимые с точки зрения проведения хирургического вмешательства.

Описание аппаратного решения:

Современные технологии позволяют получать 3D-реконструкцию зоны оперативного вмешательства конкретного пациента на основе выполненного ранее рентгенологического исследования. Получение реконструированной 3D-модели с точки зрения программных компонентов является реализуемым, равно как и действия по виртуальному вращению и/или перемещение по слоям данной 3D-модели. Алгоритмы, применяемые в 3D-реконструкции изображений, полученных при помощи компьютерных и/или магнитно-резонансных томографов, в настоящее время хорошо описаны и реализованы большим количеством разработчиков программного обеспечения - в том числе российских.

С точки зрения пользователя, значимыми характеристиками аппаратного решения для создания 3D-моделей зоны предполагаемого оперативного вмешательства являются достоверность (отсутствие вносимых алгоритмами реконструкции искажений) и разнообразие параметров, с которыми осуществляется трёхмерная реконструкция, а также скорость её осуществления и качество отображения результатов проведённой реконструкции. Достоверность

и набор параметров, с которыми осуществляется реконструкция, зависят, в первую очередь, от специализированного прикладного программного обеспечения, используемого на автоматизированном рабочем месте. Если не брать в расчёт параметры оптимизации программного обеспечения, то ключевой характеристикой, влияющей на скорость выполнения алгоритмов, реализуемых данным программным обеспечением, является производительность аппаратного решения, которая зависит от процессорной мощности и объёма оперативной памяти, являющихся элементами аппаратного обеспечения вычислительной системы.

Качество отображения исходных медицинских диагностических изображений также зависит, в первую очередь, от применяемого программного обеспечения, формирующего исходящую визуальную информацию, которая передаётся на аппаратные средства отображения визуальной информации, относящиеся к подсистеме отображения.

Таким образом, значимыми для создания 3D-модели являются:

1. Вычислительная подсистема
2. Подсистема отображения

Развёрнутое описание указанных подсистем, а также возможности и способов их реализации в соответствии с их назначением, представлены далее.

В случае достаточного объёма оперативной памяти, к скорости работы подсистемы хранения данных специфических требований не предъявляется, равно как и к её ёмкости: она должна обеспечивать хранение сравнительно небольших объёмов исходных медицинских изображений (с момента их экспорта из RIS/PACS-системы, переносного носителя) и результатов их реконструкции (до момента экспорта результатов в подсистему хранения данных АПК).

Не предъявляется также специфических требований к устройствам управления – они могут быть реализованы посредством обычной клавиатуры и манипулятора типа «Мышь».

Подсистема хранения данных и устройства ввода являются обязательными, однако специфических требований к ним не предъявляется, вследствие чего они подробно рассматриваться не будут.

Аппаратные средства и устройства, отвечающие за приём и воспроизведение звуковой информации, являются в контексте получения трёхмерных моделей необязательными и рассматриваться не будут.

### **2.2.1.1 Вычислительная подсистема**

Назначение подсистемы:

Предоставление вычислительной мощности, достаточной для функционирования программного обеспечения реконструкции на основе результатов радиологических исследований пациента (компьютерная томография и/или магнитно-резонансная томография)



трёхмерной модели анатомических структур пациента, значимых с точки зрения проведения хирургического вмешательства в приемлемое время.

Итоговую вычислительную мощность решения обеспечивают следующие элементы:

- Центральный процессор.
- Оперативная память (оперативное запоминающее устройство, ОЗУ).
- Процессор графического ускорителя.
- ОЗУ графического ускорителя.

Так как особых требований на компоненты для вычислительной подсистемы не налагается, их подбор может быть выполнен «из наличия» любым квалифицированным специалистом технической поддержки.

### 2.2.1.2 Подсистема отображения

Назначение подсистемы:

Отображение исходных медицинских диагностических изображений, процесса и конечного результата их обработки.

Основные компоненты, входящие в подсистему отображения, и оценка их доступности/реализуемости, представлены в таблице (Таблица 2).

Таким образом, можно констатировать, что аппаратные компоненты, входящие в аппаратное решение создания 3D-моделей, являются реализованными, стандартными и могут быть свободно приобретены в розничной продаже.

**Таблица 2 – Основные компоненты, входящие в подсистему отображения, и оценка их доступности/реализуемости**

№ п/п	Значимый компонент подсистемы	Оценка доступности/ реализуемости	Примечание, рекомендации
1.	Монитор, соответствующий стандарту DICOM, монохромный	Мониторы должны соответствовать стандарту DICOM в части требований, предъявляемых к отображению монохромных и/или цветных изображений. В настоящее время на рынке представлено большое количество мониторов данного класса, подбор аппаратных компонентов для подсистемы отображения сложности не представляет и зависит от бюджета, выделяемого на данную подсистему.	Рекомендуется использование как минимум одного монохромного и одного цветного монитора, предназначенных для просмотра медицинских изображений.
2.	Монитор, соответствующий стандарту DICOM, цветной		Возможно использование двух DICOM-калиброванных цветных мониторов.

### 2.2.2 Сервер баз данных

Сервер баз данных – логическая сущность, предоставляющая подключение к СУБД. В случае данной реализации в качестве СУБД используется свободно распространяемое программное обеспечение с открытым кодом PostgreSQL версии 9.6. Никаких специальных

требований к быстродействию данного сервера не предъявляется. Он может быть реализован как на отдельном физическом аппаратном обеспечении, так и на ферме виртуальных серверов.

Основное требования к серверу баз данных – возможность полноценной работы с системой хранения данных. Таким образом, косвенно предъявляются требования к быстродействию сетевых интерфейсов сервера БД.

### 2.2.3 Система хранения данных

Назначение системы: Система используется на пред- и интраоперационном этапах для хранения больших объёмов информации, а именно:

- исходных медицинских диагностических изображений;
- трёхмерных моделей зоны оперативного вмешательства;
- трёхмерных моделей используемых хирургических инструментов;
- информации (протоколов) о проведённых хирургических вмешательствах;
- иной сопряжённой информации.

Основные компоненты, входящие в аппаратную систему хранения данных, и оценка их доступности/реализуемости, представлены в таблице (Таблица 3)

**Таблица 3 – Основные компоненты, входящие в подсистему хранения**

№ п/п	Значимый компонент подсистемы	Оценка доступности/реализуемости	Примечание, рекомендации
1.	Базовый блок	Стандартное оборудование.	Базовый блок должен быть подключён к локальной сети, в которой функционирует интраоперационное решение. Скорость подключения к сети - не менее 10 Гбит/с
2.	Устойчивость к выходу из строя	Стандартное оборудование	Рекомендована аппаратная поддержка RAID уровней 0,1,5,6
3.	Объём хранения	Стандартное оборудование	Не менее 10Тбайт «сырого» объёма

### 2.2.4 Управляющий компьютер хирургического комплекса

Управляющий компьютер хирургического комплекса является аппаратной составляющей решения для совмещения трёхмерных моделей, совмещения видеопотоков, формируемых эндоскопом и виртуальной камерой, а также документирования хода оперативного вмешательства

Расположение аппаратного решения: в операционной (полностью или частично). В случае частичного расположения, в операционной находятся только компоненты подсистем отображения и управления.

Назначение аппаратного решения:

Обеспечение функционирования прикладного программного обеспечения, включающего в себя программные модули, осуществляющие процедуры интраоперационной калибровки (совмещения) навигационной информации, относящейся к интраоперационному этапу, и

включающей в себя трёхмерные модели зоны оперативного вмешательства и используемого хирургического инструмента, а также видеопоток с используемого эндоскопа (если применимо).

Описание аппаратного решения:

Значимыми подсистемами аппаратного решения для совмещения трёхмерных моделей, совмещения видеопотоков, формируемых эндоскопом и виртуальной камерой, а также документирования хода оперативного вмешательства:

1. вычислительная подсистема;
2. подсистема отображения;
3. подсистема управления;
4. подсистема интраоперационной видеоскопии.

Развёрнутое описание указанных подсистем, а также возможности и способов их реализации в соответствии с их назначением, представлены ниже.

#### **2.2.4.1 Вычислительная подсистема**

Назначение подсистемы:

Предоставление вычислительной мощности, достаточной для функционирования программных модулей, осуществляющих процедуры интраоперационной калибровки (совмещения) навигационной информации, относящейся к интраоперационному этапу, и включающей в себя трёхмерные модели зоны оперативного вмешательства и используемого хирургического инструмента, а также видеопоток с используемого эндоскопа (если применимо).

Итоговую вычислительную мощность решения обеспечивают следующие компоненты:

1. Центральный процессор.
2. Оперативная память (оперативное запоминающее устройство, ОЗУ).
3. Процессор графического ускорителя.
4. ОЗУ графического ускорителя.

Наиболее критичным компонентом вычислительной подсистемы является графический адаптер/ускоритель. Количество одновременно функционирующих видеовыходов графического адаптера должно быть не менее количества планируемых к использованию мониторов. Интерфейс видеовыходов зависит от мониторов, подобранных для использования в комплексе. Рекомендуемое количество одновременно поддерживаемых мониторов - не менее 3. Особых требований к прочим компонентам, входящим в вычислительную подсистему, не предъявляется. Их подбор может быть выполнен «из наличия» любым квалифицированным специалистом технической поддержки.

#### **2.2.4.2 Подсистема отображения**

Назначение подсистемы отображения:

Отображение навигационной информации (результатов интраоперационной калибровки (совмещения) навигационной информации, относящейся к интраоперационному этапу, и включающей в себя трёхмерные модели зоны оперативного вмешательства и используемого хирургического инструмента, а также видеопоток с используемого эндоскопа (если применимо)).

Основные компоненты, входящие в подсистему отображения, и оценка их доступности/реализуемости, представлены в таблице (Таблица 4).

**Таблица 4 – Основные компоненты, входящие в подсистему отображения, и оценка их доступности/реализуемости**

№ п/п	Значимый компонент подсистемы	Оценка доступности/реализуемости	Примечание, рекомендации
1.	Монитор	Разрешение не менее 1920x1080 точек Стандартный компонент	Необходимо использование медицинских мониторов, пригодных для размещения в операционных.

#### 2.2.4.3 Подсистема управления

Назначение подсистемы управления: предоставление хирургу или ответственному члену хирургической бригады возможности осуществления предоперационной настройки АПК либо внесения изменений в его настройку во время проведения хирургического вмешательства

Основные компоненты, входящие в подсистему управления, и оценка их доступности/реализуемости, представлены в таблице (Таблица 5).

**Таблица 5 – Основные компоненты, входящие в подсистему управления, и оценка их доступности/реализуемости**

№ п/п	Значимый компонент подсистемы	Оценка доступности/реализуемости	Примечание, рекомендации
1.	Клавиатура	Стандартное оборудование	Рекомендуется использование беспроводной клавиатуры.
2.	Мышь	Стандартное оборудование	Рекомендуется использование беспроводного манипулятора, имеющего, как минимум, две кнопки и колесо прокрутки
3.	Сенсорные панели мониторов	Стандартное оборудование	Рекомендуемое, но необязательное решение.
4.	Сенсорная панель манипулятора	Стандартное оборудование	Рекомендуется подобрать готовое решение, удовлетворяющее предъявляемым эргономическим и функциональным требованиям
5.	Дистанционный пульт управления	Требуется разработка дистанционного пульта управления, включающего в себя возможность полноценного управления АПК и включающего в себя компоненты, не требующих дополнительной разработки	Рекомендуется подобрать готовое решение или решение, которое можно доработать, удовлетворяющее предъявляемым эргономическим и функциональным требованиям

### 2.2.4.4 Подсистема интраоперационной видеоскопии

Назначение подсистемы интраоперационной видеоэндоскопии:

Формирование видеопотока с эндоскопа, расположенного в зоне оперативного вмешательства

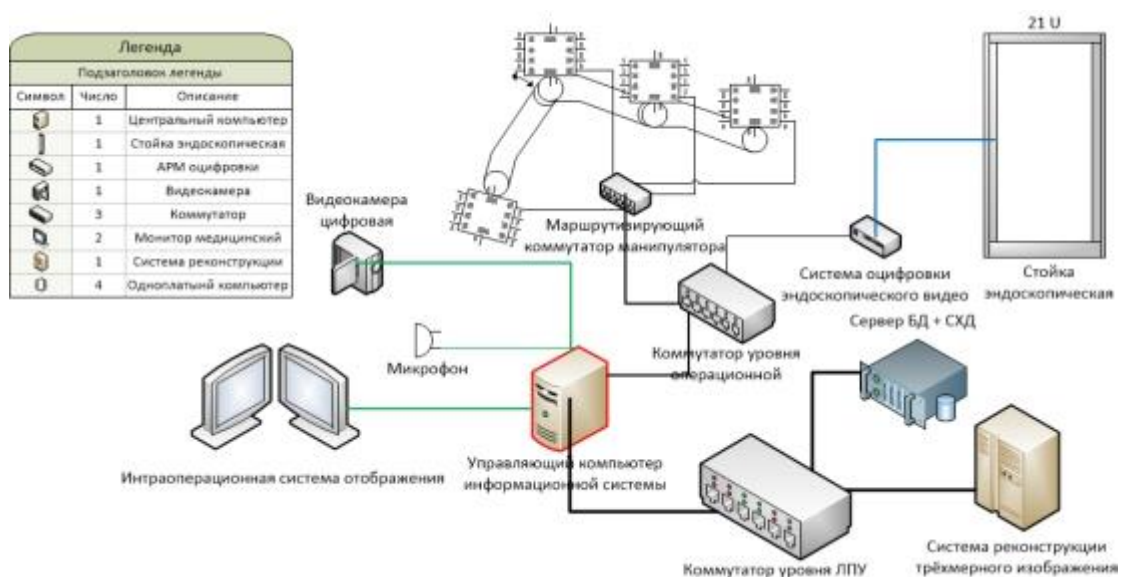
Основные компоненты, входящие в подсистему интраоперационной видеоэндоскопии, и оценка их доступности/реализуемости, представлены в таблице (Таблица 6).

**Таблица 6 – Основные компоненты, входящие в подсистему интраоперационной видеоэндоскопии, и оценка их доступности/реализуемости**

№ п/п	Значимый компонент подсистемы	Оценка доступности/ реализуемости	Примечание, рекомендации
1.	Эндоскопическая камера	Аппаратные модули, необходимые для передачи потока чаще всего доступны в виде опции у производителя эндоскопического комплекса, программные и/или аппаратные компоненты, предназначенные для получения такого потока, могут быть подобраны в зависимости от стандарта видеопотока, выдаваемого подсистемой передачи видеопотока, используемой производителем эндоскопической камеры.	Главное требование, предъявляемое к эндоскопической камере - наличие и доступность опции, позволяющей осуществить передачу и получение стандартного видеопотока с эндоскопической камеры в компьютерную систему. Все прочие требования специфичны для области применения эндоскопического комплекса.

Таким образом, все аппаратные подсистемы, необходимые для функционирования системы и предназначенные для работы подсистем совмещения трёхмерных моделей, совмещения видеопотоков, формируемых эндоскопом и виртуальной камерой, а также документирования хода оперативного вмешательства, являются реализуемыми на настоящем уровне развития технологий и доступны к закупке в Российской Федерации.

### 2.2.4.5 Схема коммутации аппаратных средств



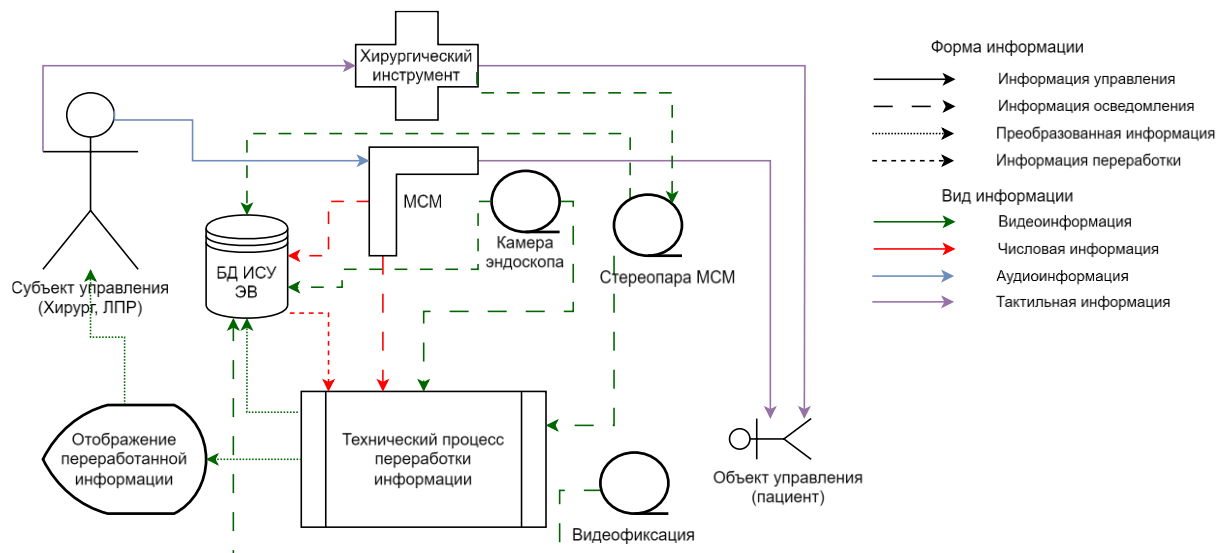
**Рисунок 12. Принципиальная схема коммутации аппаратного обеспечения системы**

Рисунок 12 содержит принципиальную схему коммутации аппаратных средств, обеспечивающих функционирование системы объективизации контроля хода хирургического вмешательства.

### 2.3 Общие принципы работы комплекса

На предоперационном этапе производится подготовка трёхмерной модели зоны хирургического вмешательства. Модель реконструируется на основе предоперационного КТ/МРТ пациента с использованием автоматизированной системы реконструкции трёхмерных изображений. Созданная трёхмерная модель передаётся в базу данных информационной системы управления хирургическим вмешательством. Также БД дополняется метаинформацией, необходимой на интраоперационном этапе.

На начальной стадии интраоперационного этапа, т. е. на стадии подготовки операционной в ИСУ загружаются ранее созданные трёхмерные модели, производится создание и настройка отображения виртуальной сцены, в которой трёхмерные модели операционного стола и манипулятора объединяются в общей системе координат с использованием регламентированной процедуры предоперационной калибровки. На стадии подготовки пациента (укладки пациента на операционном столе) с подготовленной виртуальной сценой совмещается трёхмерная модель пациента (зоны хирургического вмешательства). Совмещение производится с использованием процедуры интраоперационной калибровки.



**Рисунок 13. Общая схема прохождения потоков данных интраоперационного этапа**

В процессе хирургического вмешательства информация управления передаётся от субъекта управления (хирурга, ЛПР) на объект управления (пациента) посредством хирургического инструмента и многостепенного манипулятора (МСМ). Информация уведомления поступает технологический процессу переработки информации в виде данных об углах поворота всех осей МСМ, видеоинформации от камеры эндоскопа и видеоинформации о пространственном положении хирургического инструмента от стереоскопической системы наблюдения.

Технологический процесс переработки информации заключается в расчёте и отображении положения хирургического инструмента на виртуальной сцене, а также синхронизации моделей с входящими информационными аудио- видеопотоками. Обработанная информация передаётся в визуализированном виде субъекту управления (СУ) и совместно с информацией осведомления протоколируется в БД для последующего просмотра и анализа. Общая схема прохождения потоков данных на интраоперационном этапе представлена выше (Рисунок 13).

## **2.4 Метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей**

### **2.4.1 Требования к диагностической информации**

Наиболее значимым фактором, влияющим на исход лечения, является правильная и своевременная постановка диагноза. Особенно важно, выявить заболевание на начальном этапе, когда лечебные мероприятия способны существенно повлиять на исход заболевания [12]. На сегодняшний день, для диагностики ВПР на пренатальном этапе используется преимущественно УЗИ, прежде всего из соображений безопасности. Реже используется МРТ, крайне редко КТ [121], рентгенография не используется из-за лучевой нагрузки и крайне низкой информативности [130].

В периоде новорожденности наиболее существенную роль в диагностике большинства пороков играет УЗИ [52], к сожалению, методика является оператор-зависимой и обладает рядом недостатков, например возможности УЗИ в оценке легочной ткани ограничены [47].

Рентгенография, в периоде новорожденности играет существенную роль только в диагностике пороков развития легких и ЖКТ, но с появлением низкодозных [132] и высокоскоростных КТ-аппаратов начинает сдавать позиции несмотря на доступность и низкую стоимость [11].

Компьютерная томография является методом выбора, однако она связана с лучевой нагрузкой, хотя обладает существенными достоинствами – это высокая скорость получения изображений (до 640 срезов с покрытием зоны в 32см менее чем за 0,5сек), что по сравнению с другими томографическими методами полностью нивелирует артефакты от движений (в том числе дыхательных) пациента, высокое пространственное разрешение, а также то, что метод является оператор независимым. Наиболее существенным недостатком метода является относительно низкий тканевой контраст.

Магнитно-резонансная томография является эффективным и безопасным методом диагностики ВПР, не связанным с лучевой нагрузкой. МРТ позволяет получать изображения в любых плоскостях с высоким тканевым контрастом. Кроме того, существуют методики, использующие естественный тканевой контраст (МР-ангиография, МР-урография) за счет чего не требуется проведение внутривенного контрастного усиления и достигается неинвазивность

метода. Однако, у МРТ есть и недостатки. Основным недостатком метода является длительность исследования, во время которого, пациент должен быть неподвижен, то есть для новорожденных требуется седация, вторым недостатком является наличие артефактов от дыхательных и перистальтических движений пациента, которые можно устранить лишь используя сверхбыстрые программы, но они, в свою очередь обладают низким пространственным разрешением [13].

В диагностике ВПР ЦНС УЗИ является методом выбора [83], МРТ – наиболее информативным методом. КТ в настоящее время используется крайне редко поскольку не позволяет достоверно оценить структуру головного мозга и, в отличие от вышеуказанных методов обладает лучевой нагрузкой [92].

Основным методом диагностики пороков развития легких на пренатальном этапе является УЗИ, а на постнатальном – рентгенография [4]. В последнее время, с развитием технологий, для диагностики ВПР легких всё чаще стала использоваться компьютерная томография значительно повысившая точность диагноза. Снижение лучевой нагрузки, широкие линейки (до 16см) детекторов позволяющие провести сканирование грудной клетки ребенка за один оборот трубки (менее 0,5с) привели к широкому внедрению этого метода у новорожденных. Таким образом, на сегодняшний день МСКТ – является основным методом диагностики ВПР [11]. Безусловно, рентгенография остается методом первичной диагностики, прежде всего из-за её высокой доступности (можно выполнить в палате) и низкой стоимости.

В диагностике ВПР ЖКТ наиболее информативным методом является рентгенографическое исследование, в дополнении к которому выполняется УЗИ. КТ при пороках развития ЖКТ, в большинстве случаев не предоставляет дополнительной информации, но увеличивает лучевую нагрузку, что нецелесообразно. МРТ в данной ситуации более информативно, нежели КТ, поскольку обладает более высоким тканевым контрастом, однако, с учетом необходимости специальной подготовки к исследованию, используется достаточно резко при сложных пороках развития [75].

В диагностике пороков развития МВС на первом месте по-прежнему находится УЗИ из-за вышеуказанных достоинств метода [99]. Методы классической рентгенологии уступили свои позиции КТ и МРТ. И у КТ, и у МРТ есть свои достоинства и недостатки, однако, выбор метода уточняющей диагностики в данном случае индивидуален и зависит как от оснащения лечебного учреждения, так и особенностей пациента. При КТ, за счет скорости сбора данных, не требуется специальная подготовка пациента, но во всех случаях необходимо внутривенное введение контрастного препарата, к тому же пациент подвергается лучевой нагрузке. Конечно, у КТ есть и положительные стороны: за одно исследование оцениваются сосудистые структуры, строение и функция почек, строение мочевыделительной системы. К достоинствам МРТ относятся



отсутствие лучевой нагрузки и то, что не всем пациентам требуется введение контрастного препарата. Однако к проведению МРТ необходима специальная подготовка пациента (седация), поскольку исследование более длительное, также следует учитывать, что пространственное разрешение на МР-томограммах получается низкое из-за необходимости использования сверхбыстрых программ, которые нечувствительны к артефактам от движений пациента во время исследования (прежде всего артефакты от дыхательных движений).

В диагностике аномалий репродуктивной системы методами выбора являются УЗИ и МРТ, поскольку первый легко выполним и достаточно информативен, а второй высокоинформативен, но его выполнение связано с определенными трудностями, описанными выше [62].

В диагностике пороков развития КСС наиболее доступным и достаточно информативным является рентгеновское исследование, далее по диагностической значимости располагаются: КТ (аномалии развития костей, в том числе черепа), УЗИ (используется преимущественно для оценки суставов), МРТ (как замена КТ, но на МРТ преимущественно оцениваются связки, сухожилия и мышцы) [114,128].

При планировании и/или контроле результатов оперативного вмешательства необходим набор данных, получаемых в результате МСКТ исследования органов грудной полости в до и послеоперационном периоде.

#### **2.4.2 Создание трёхмерной модели**

Основная задача в рамках подготовки трёхмерной модели для проектируемой системы – обработка диагностических изображений пациента с сегментацией зон интереса в области оперативного вмешательства. Данный процесс в предметной области разработки не является строго регламентированным и, как следствие, может выполняться специалистами в различных техниках с использованием разнородного именования и различных цветовых схем.

В целях стандартизации обработки полученных изображений, систематизации процесса сегментации и, как следствие, сокращения временных затрат на как на обработку изображений, так и на оперативное вмешательство, разработан регламент обработки и сегментации серий диагностических изображений, который апробирован на диагностических изображениях профильных пациентов, проходивших лечение в НЦАГиП ранее. С применением данного регламента, в том числе, произведено формирование банка эталонных диагностических изображений (БЭДИ).

Помимо использования в целях регламентации и систематизации ключевых врождённых патологических состояний, БЭДИ будет задействован в создании подсистемы автоматизированного анализа и сегментации, работающей с использованием технологий искусственного интеллекта [66]. Подсистема будет необходима для сокращения трудозатрат и минимизации рутинной работы при 3D-реконструкции серии DICOM-изображений в

сегментированную необходимым образом трёхмерную модель. То есть с использованием банка эталонных изображений может быть реализована система поддержки принятия врачебных решений в области неонатальной хирургии [67].

### 2.4.3 Регламент обработки и сегментации

В рамках текущей работы стандартизованы и описаны регламенты сегментации диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких и сегментация диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития мочевыводящих путей.

В процессе сегментации серии диагностических изображений, должны быть выполнены следующие шаги:

1. Анонимизация серии изображений с присвоением серии идентификатора(ов) утверждённого формата. Согласно разработанному способу кодирования, каждой серии диагностических изображений должен быть присвоен номер и идентификационный код, включающий информацию о поражённой системе органов, стороне поражения и врождённом пороке развития, норме или условной норме строения органа. Таким образом, серия, поименованная «LUNG\_L\_BS\_217», соответствует серии номер 217 пациента с врождённой бронхолегочной секвестрацией слева. Перечень условных обозначений принятой кодировки серий изображений пациентов с врождёнными патологиями отражён в таблице (Таблица 7).
2. Таблица 8 содержит перечень условных обозначений принятой кодировки серий изображений нормы.
3. Описание и сегментация профильными специалистами изображений в соответствии с параметрами, содержащимися в утверждённой в разработанной модели данных. Сегментация исходных изображений выполнялась с использованием стороннего специализированного программного комплекса Instasense Murgian. В целях унификации отображения сегментированных областей, разработана цветовая таблица соответствий типизации региона интереса и отображаемого цвета (Таблица 9). Цветовая кодировка выбиралась из соображений контрастности близкорасположенных/накладывающихся объектов.

**Таблица 7 – Условные обозначения (кодировка)**

Кодируемая информация	Обозначение кода
Лёгочная система	LUNG
Мочевыводящая система	REN
Сторона поражения - правая	R
Сторона поражения - левая	L
Врождённая кистозно-аденоматозная мальформация лёгкого	CCAM
Врождённая бронхолегочная секвестрация	BS
Гидронефроз	HN

Кодируемая информация	Обозначение кода
Мультикистоз	MC
Уретерогидронефроз нефункционирующего сегмента удвоенной почки	UHN

Таблица 8 – Условные обозначения кодировки изображений нормы нативного или статического происхождения

Кодируемая информация	Обозначение кода
Лёгочная система	LUNG
Мочевыводящая система	REN
Сторона - правая	R
Сторона - левая	L
Норма	NORM
Условная норма (статический материал, только для нормы мочевыводящей системы)	NCR

Таблица 9 – Цветовое кодирование сегментации зон интереса

Анатомическое образование ROI	Английское название ROI	Наименование цвета (Web color)	Цифровая кодировка цвета		
			R	G	B
Трахея и бронхи	Trachea and bronchi	MediumPurple	147	112	219
Правое легкое	Right lung	LimeGreen	50	205	50
Левое легкое	Left lung	Blue	0	0	255
Междолевая борозда слева	Major fissure left	SeaGreen	46	139	87
Главная междолевая справа	Major fissure right	Indigo	75	0	130
Малая междолевая справа	Minor fissure right	SlateBlue	106	90	205
Верхняя доля правого легкого	Right lung upper lobe	Olive	128	128	0
Средняя доля правого легкого	Right lung middle lobe	SpringGreen	0	255	127
Нижняя доля правого легкого	Right lung lower lobe	Yellow	255	255	0
Верхняя доля левого легкого	Left lung upper lobe	Red	255	0	0
Нижняя доля левого легкого	Left lung lower lobe	Orange	255	165	0
КАМЛ (отдельные кисты)	CCAM (cyst)	DeepPink	255	20	147
КАМЛ (безвоздушный участок)	CCAM (airless part)	Navy	0	0	128
КАМЛ (мелкокистозная воздушная ткань)	CCAM (small cystic part)	Cyan	0	255	255
КАМЛ (общий объем поражения)	CCAM (whole volume)	DarkGreen	0	100	0
Интралобарный секвестр	Intralobar sequestration	Fuchsia	255	0	255
Экстралобарный секвестр	Extralobar sequestration	DarkViolet	148	0	211

Анатомическое образование ROI	Английское название ROI	Наименование цвета (Web color)	Цифровая кодировка цвета		
			R	G	B
Правая почка с ЧЛС	Right kidney with pelvis	Pink	255	192	203
Левая почка с ЧЛС	Left kidney with pelvis	Violet	238	130	238
Лоханка и чашечки правой почки	Right kidney's cups and pelvis	BlueViolet	138	43	226
Лоханка и чашечки левой почки	Left kidney's cups and pelvis	DarkOrange	255	140	0
Почка с ЧЛС при гидронефрозе	Hydronephrotic kidney with pelvis	Gold	255	215	0
Лоханка и чашечки при гидронефрозе	Hydronephrotic cups and pelvis	HotPink	255	105	180
Мультикистозная почка	Multicystic dysplastic kidney	Chartreuse	127	255	0
Киста мультикистозной почки	Multicystic dysplastic kidney's cyst	DeepSkyBlue	0	191	255
Солидная ткань мультикистозной почки	Multicystic dysplastic kidney's soft tissue	MediumBlue	0	0	205
Мелкокистозная ткань мультикистозной почки	Multicystic dysplastic kidney's small cystic part	Crimson	220	20	60
Аорта и аномальный сосуд	Aorta and anomalous vessel	Maroon	128	0	0
Кость	Bone	Khaki	240	230	140
Наружная точка	External point	Aquamarine	127	255	212
Внутренняя точка	Internal point	Tomato	255	99	71

#### 2.4.3.1 Сегментация диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких

Сегментация и адаптация серий диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких производится с учетом особенности каждого порока [88].

1. Общие действия при сегментации диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких:

1.1. Выполнение объёмной визуализации трахеи, главных и сегментарных бронхов (Рисунок 14).

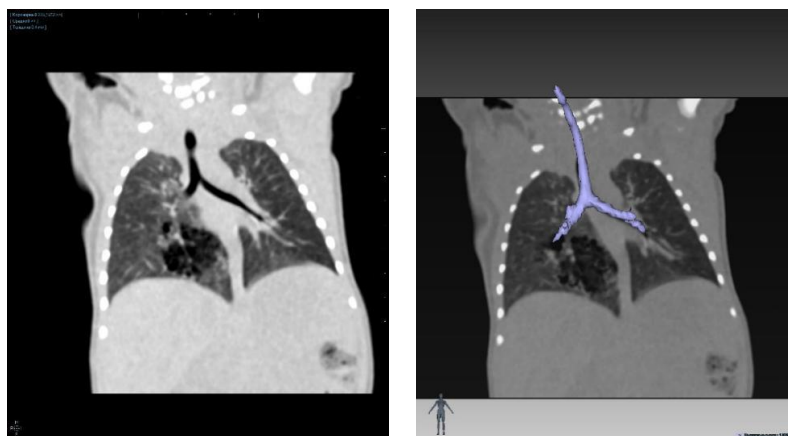
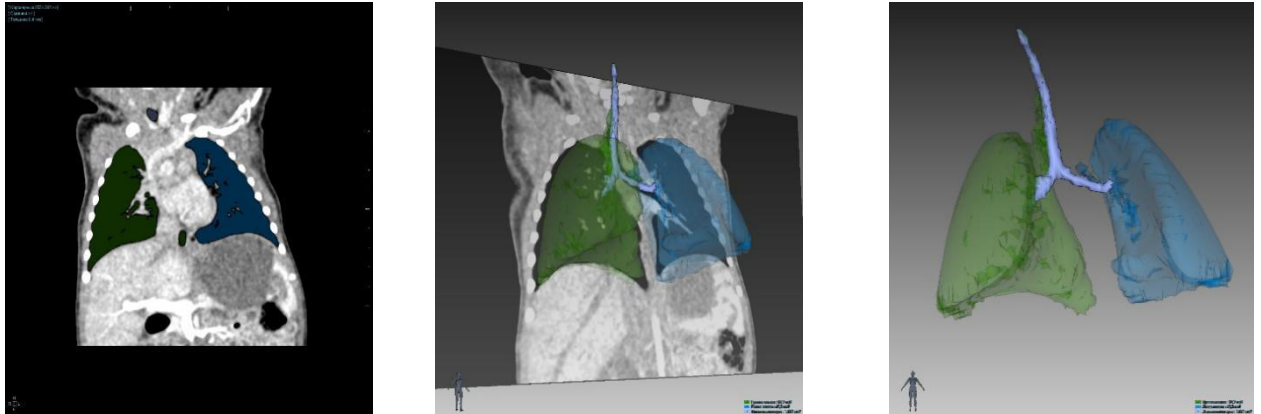


Рисунок 14. Выполнение объёмной визуализации трахеи, главных и сегментарных бронхов

**Цель:** Получение объёмной картины трахеи и главных бронхов, поиск питающего патологический очаг бронха, автоматический или полуавтоматический расчёт диаметра и протяжённости трахеи, главных и сегментарных (по возможности) бронхов.

1.2. Выполнение заполнения объёма правого и левого лёгких (Рисунок 15).

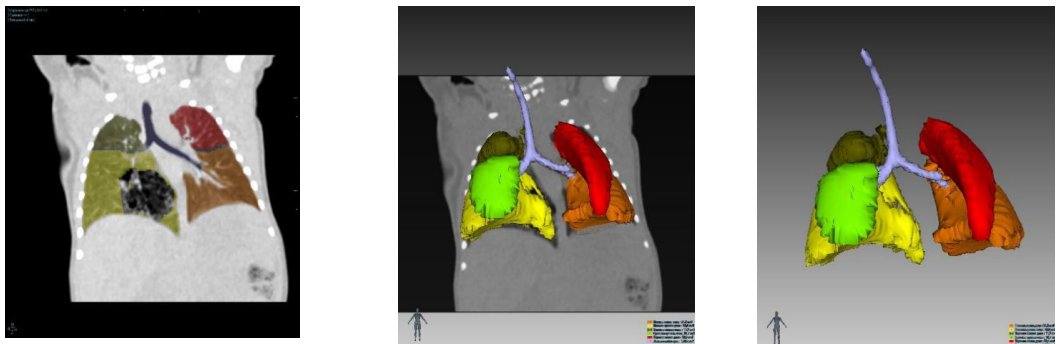
**Цель:** Получение объёмной картины правого и левого лёгких, автоматический расчёт объёма правого и левого лёгких.



**Рисунок 15. Выполнение заполнения объёма правого и левого лёгких**

1.3. Выполнение разделения правого и левого лёгких на доли (Рисунок 16).

**Цель:** Получение объёмной картины трёх долей правого лёгкого и двух долей левого лёгкого, автоматический расчёт объёма трёх долей правого лёгкого и двух долей левого лёгкого.

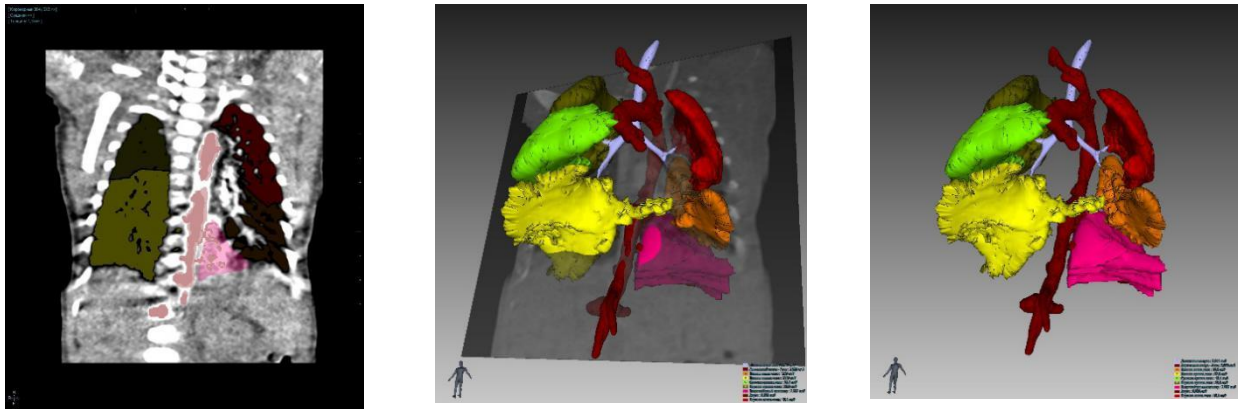


**Рисунок 16. Выполнение разделения правого и левого лёгких на доли**

1.4. Выполнение объёмной визуализации аорты и аномального питающего сосуда (если применимо) (Рисунок 17).

Данный пункт выполняется на завершающем этапе. Выполнение данного пункта работы возможно только на серии изображений с внутривенным контрастированием.

**Цель:** Получение объёмной картины аорты и аномального питающего сосуда, автоматический или полуавтоматический расчёт диаметра и протяжённости аномального питающего сосуда.



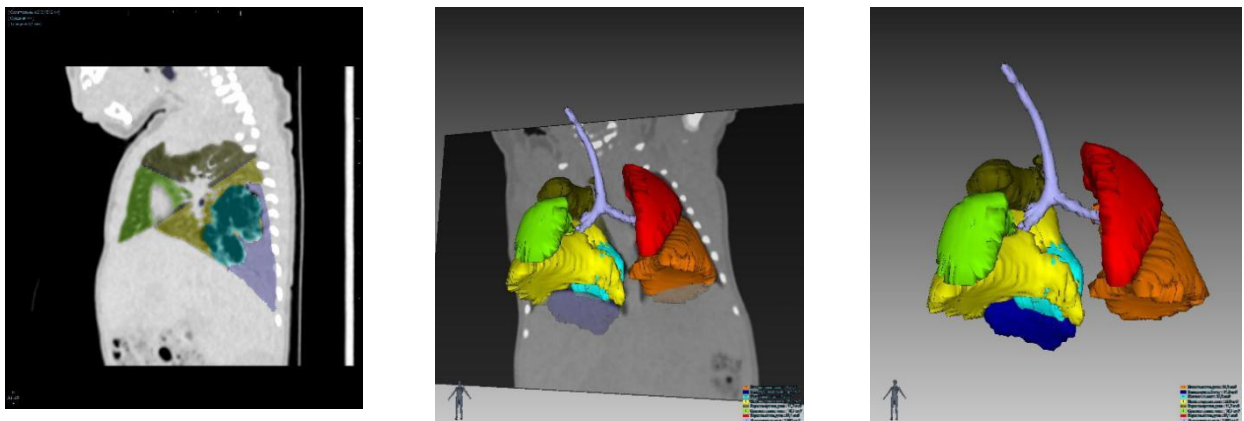
**Рисунок 17. Выполнение объёмной визуализации аорты и аномального питающего сосуда**

1. Специфические действия при сегментации диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких:

1.1. Врождённая кистозно-аденоматозная мальформация лёгкого.

1.1.1. Выполнение выделения различных по характеру ткани очагов поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого (Рисунок 18).

**Цель:** Получение объёмной картины различных по характеру очагов поражения доли лёгкого кистозно-аденоматозной мальформацией, отдельное выделение разных типов поражения (плотной безвоздушной ткани, мелкокистозной повышенной воздушности ткани, средних и крупных кист), автоматический расчёт объёма разных типов поражения.



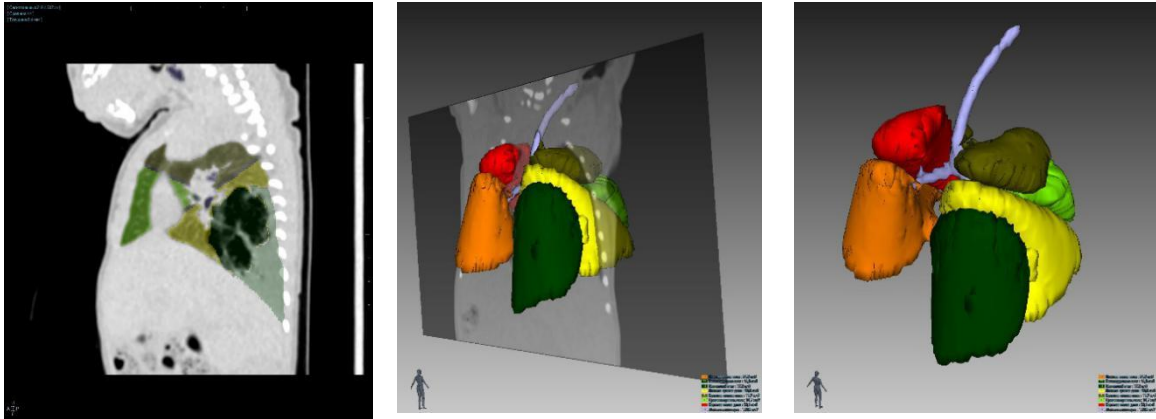
**Рисунок 18. Выполнение выделения различных по характеру ткани очагов поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого**

Данное действие обусловлено тем, что в ходе автоматического выделения объёма правого и левого лёгкого поражённая часть лёгочной ткани (мелкокистозная повышенной воздушности и кисты разных размеров) может быть распознана машиной, как здоровое лёгкое и включено в общий объём, а другая часть ткани (безвоздушные участки) могут быть исключены из общего объёма лёгкого в связи с отличными от лёгкого характеристиками. Поэтому полуавтоматическое выделение данных участков помогает отдельно обозначить типы патологических участков очага

поражения, произвести отдельный автоматический расчёт объёмов патологических участков и скорректировать ранее подсчитанный объём поражённого лёгкого и поражённой доли лёгкого.

1.1.2. Выполнение выделения очага поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого (общего объёма очага поражения) (Рисунок 19).

**Цель:** Получение объёмной картины очага поражения доли лёгкого кистозно-аденоматозной мальформацией (общего объёма очага поражения).



**Рисунок 19. Выполнение выделения очага поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого (общего объёма очага поражения)**

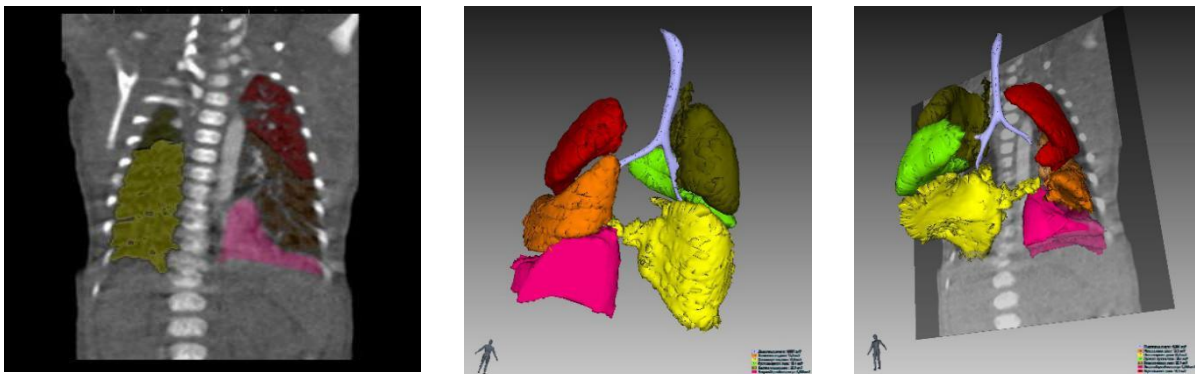
1.2. Врождённая интралобарная бронхолегочная секвестрация.

1.2.1. Выполнение выделения ткани интралобарного секвестра лёгкого (Рисунок 20).

**Цель:** Получение объёмной картины интралобарного секвестра лёгкого, автоматический расчёт объёма интралобарного секвестра лёгкого.

1.3. Комбинация врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого и интралобарной бронхолегочной секвестрации.

1.3.1. Выполнение выделения различных по характеру ткани очагов поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого и интралобарной секвестрации лёгкого (Рисунок 21).

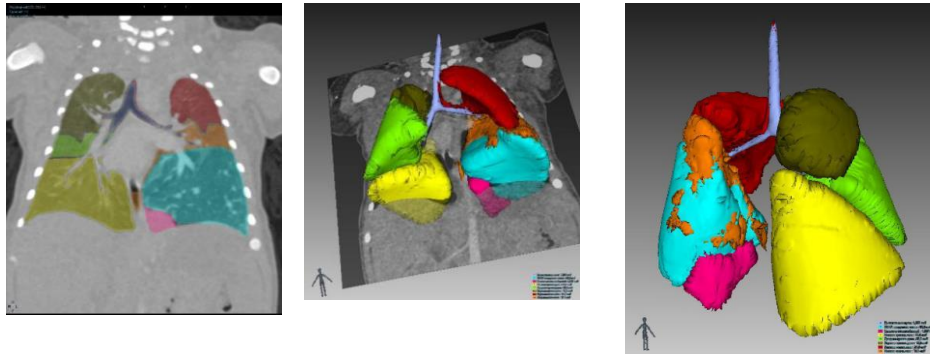


**Рисунок 20. Выполнение выделения ткани интралобарного секвестра лёгкого**

**Цель:** Получение объёмной картины различных по характеру очагов поражения доли лёгкого кистозно-аденоматозной мальформацией, отдельное выделение разных типов



поражения (мелкокистозной повышенной воздушности ткани, средних и крупных кист), получение объёмной картины интралобарного секвестра лёгкого (плотной безвоздушной ткани), автоматический расчёт объёма разных типов поражения.



**Рисунок 21. Выполнение выделения различных по характеру ткани очагов поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого и интралобарной секвестрации лёгкого**

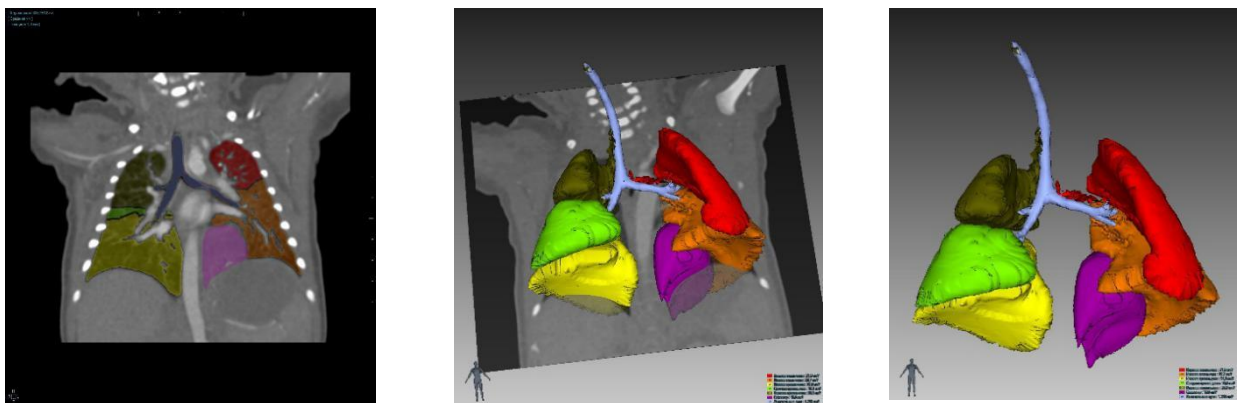
1.3.2. Выполнение выделения очага поражения врождённой кистозно-аденоматозной мальформации лёгкого (общего объёма очага поражения).

**Цель:** Получение объёмной картины очага поражения доли лёгкого кистозно-аденоматозной мальформацией (общего объёма очага поражения).

1.4. Врождённая экстралобарная бронхолегочная секвестрация.

1.4.1. Выполнение выделения ткани экстралобарного секвестра лёгкого (Рисунок 22).

**Цель:** Получение объёмной картины экстралобарного секвестра лёгкого, автоматический расчёт объёма экстралобарного секвестра лёгкого.



**Рисунок 22. Выполнение выделения ткани экстралобарного секвестра лёгкого**

Данное действие обусловлено тем, что в ходе автоматического выделения объёма правого и левого лёгкого ткань экстралобарного секвестра лёгкого (безвоздушный участок) исключается из общего объёма лёгкого в связи с отличными от него характеристиками. Поэтому необходимо полуавтоматическое выделение экстралобарного секвестра лёгкого, с последующим автоматическим расчётом его объёма.



На этапах выполнения работы производится сохранение выполненных действий для последующего исследования результатов.

При выполнении сегментации нормы выполняют первые три этапа работы.

#### **2.4.3.2 Сегментация диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития мочевыводящих путей**

Сегментацию и адаптацию серий диагностических изображений пациентов с врождёнными пороками развития мочевыводящей системы необходимо проводить с учётом особенности каждого порока [119]. В группе пороков развития мочевыводящей системы разработаны соответствующие планы сегментации.

План сегментации и адаптации серии диагностических изображений (магнитно-резонансной томограммы) при врождённом гидронефрозе.

1. Выполнение объёмной визуализации поражённой почки с чашечно-лоханочной системой.

**Цель:** Получение объёмной картины поражённой почки с чашечно-лоханочной системой, автоматический или полуавтоматический расчёт объёма поражённой почки с чашечно-лоханочной системой.

2. Выполнение объёмной визуализации лоханки и чашечек поражённой почки.

**Цель:** Получение объёмной картины лоханки и чашечек поражённой почки, автоматический или полуавтоматический расчёт объёма лоханки и чашечек поражённой почки.

План действий при сегментации и адаптации серии диагностических изображений (магнитно-резонансной томограммы) при врождённом мультикистозе.

1. Выполнение объёмной визуализации мультикистозной почки.

**Цель:** Получение объёмной картины мультикистозной почки, автоматический или полуавтоматический расчёт объёма поражённой почки.

2. Выполнение объёмной визуализации различных по характеру тканей в составе мультикистозной почки.

**Цель:** Получение объёмной картины различных по характеру тканей в составе мультикистозной почки, автоматический или полуавтоматический расчёт объёма различных по характеру тканей в составе мультикистозной почки.

3. Выполнение объёмной визуализации аорты и питающего мультикистозную почку сосуда (выполнение данного пункта работы возможно только на серии изображений с контрастным усилением сосудистого русла).

На этапах выполнения работы производится сохранение выполненных действий для последующего исследования результатов.

#### **2.4.4 Создание банка анонимизированных изображений**

С применением разработанных методов и регламентов сформирован анонимизированный банк эталонных медицинских изображений модальностей КТ/МРТ, содержащий каталогизированные в соответствии с нозологией изображения врождённых пороков развития. Эталонные диагностические изображения врождённых пороков развития и нормы применены для разработки и проверки алгоритмов, позволяющих автоматизировать реконструкцию трёхмерного изображения и автоматическую сегментацию на внеоперационном этапе. Трёхмерная реконструкция зоны хирургического вмешательства на основе изображений модальностей КТ и/или МРТ использовалась в качестве входящих данных для ИС на интраоперационном этапе.

В сформированный банк эталонных диагностических изображений включены:

1. Серии диагностических изображений врождённых пороков лёгких.
2. Серии диагностических изображений врождённых пороков мочевыводящей системы.
3. Серии диагностических изображений нормы.

Процесс формирования банка эталонных изображений, вне зависимости от типа диагностических изображений (серии изображений с врождёнными пороками развития или нормы) и от модальности изображений (КТ / МРТ), включал в себя следующие основные этапы:

1. Создание каталога (именной выборки) пациентов определённой категории (с врождёнными пороками лёгких / мочевыводящей системы / условно здоровые пациенты). В ходе выполнения работы, в каталог именных серий диагностических изображений включены 796 серий изображений пациентов с врождёнными пороками развития лёгких и 920 серий изображений пациентов с врождёнными пороками развития мочевыводящих путей.
2. Формирование анонимизированной выборки эталонных серий изображений нормы.
3. Поиск и выкопировка серий диагностических изображений согласно составленной именной выборки пациентов из архива ФГБУ НМИЦАГиП имени академика В. И. Кулакова МЗ РФ результатов лучевых исследований.
4. Формирование именной выборки серий диагностических изображений в соответствии с нозологией.
5. Анонимизация сформированной выборки серий диагностических изображений врождённых пороков развития лёгких и мочевыводящей системы, сохранение данных о присвоенных кодах в первичном именном каталоге.
6. Анализ и экспертиза сформированной анонимизированной выборки эталонных серий диагностических изображений, на основе результатов которой серии изображений включались в банк эталонных изображений.

7. Унификация текстовых описаний серий диагностических изображений при врождённых пороках развития лёгкого и мочевыводящей системы. Выделение ключевых уникальные параметры, описывающие каждый из пороков развития. Унифицированные структуры данных включены в модель данных, разработанную в результате данного исследования.

## 2.5 Оптимизация бизнес-процесса подготовки и проведения вмешательства

Рассмотрим критический путь хирургического вмешательства (Рисунок 23) на примере наиболее часто встречающейся в торакальной хирургии новорожденных патологии – лобэктомии при кистозно-аденоматозной мальформации лёгких (КАМЛ). С 2013 по 2017 год в отделе неонатальной и детской хирургии в Национального медицинского исследовательского Центра акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В. И. Кулакова проведено 39 таких вмешательств [23]. Заметим, что время подготовки к вмешательству не оценивается, поскольку не является критическим с точки зрения оценки эффективности и качества процесса вмешательства. Для удобства оценки примем его равным 0.

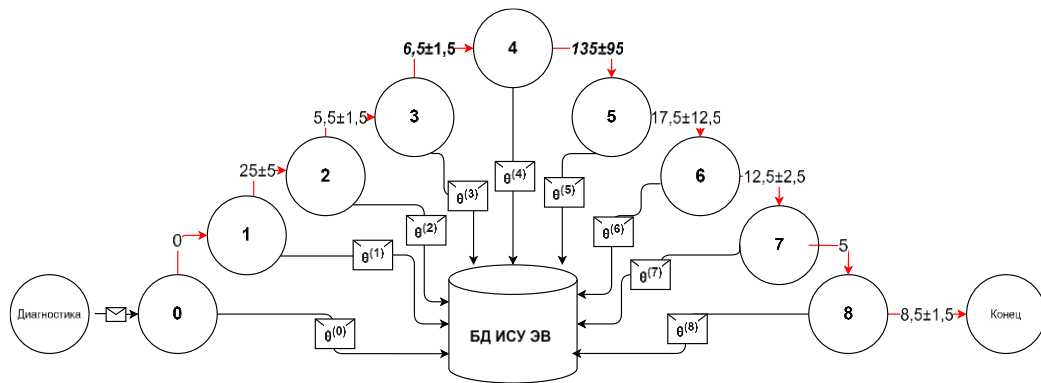


Рисунок 23 Критический путь ХВ. Лобэктомия при КАМЛ

Таблица 10 Исходный временной регламент этапов лобэктомии

№ этапа	Содержание	Обозначение	Длительность (мин)
0.	Подготовка к вмешательству с просмотром предоперационной томографии	$t_0$	0
1.	Укладка пациента в соответствии с типом вмешательства	$t_1$	$25 \pm 5$
2.	Установка троакара для оптической системы, осмотр плевральной полости и выбор места для установки рабочих троакаров	$t_2$	$5,5 \pm 1,5$
3.	Установка троакаров для рабочих инструментов	$t_3$	$6,5 \pm 1,5$
4.	Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен	$t_4$	$135 \pm 95$
5.	Проверка на герметичность пневмостаза и ликвидация негерметичности	$t_5$	$17,5 \pm 12,5$
6.	Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)	$t_6$	$12,5 \pm 2,5$
7.	Установка плеврального дренажа через отдельный разрез	$t_7$	5
8.	Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны	$t_8$	$8,5 \pm 1,5$
	Время выполнения	$D_x$	$195,5 \pm 100,5$

Согласно имеющейся статистике проведённых вмешательств, совокупное время выполнения вмешательства (с округлением до 0,5 минут):

$$D_x = \sum_{i=1}^n t_i, \quad (8)$$

где  $t_i$  – время, необходимое на  $i$ -й этап, составит  $195,5 \pm 100,5$  (мин).

Рассмотрим возможности для сокращения критического пути. Для проанализируем и выберем среди этапов проведения ХВ (т. е. этапов 1–8) этапы, поддающиеся декомпозиции на целевые и функциональные технологические процессы, и рассмотрим возможность переноса технологических процессов в этап 0.

Информация технологических процессов о этапах 2 и 4  $\theta^{(2)}, \theta^{(4)}$ , на основании которой принимаются значимые решения в ходе хирургического вмешательства, частично может быть получена на этапе планирования ХВ за счёт существующих методов исследования и технологий обработки визуальной информации, включающие компьютерную сегментацию и 3D-реконструкцию изображений. Именно эти методы являются основой для решения задачи сокращения критического пути выполнения ХВ.



**Рисунок 24** Декомпозиция этапов лобэктомии при КАМЛ

Внедрим метод подготовки графических диагностических данных в этап 0 (подготовка к ХВ). Обозначим  $\theta^{(k)}$  – информация о  $k$ -ой технологической операции модифицированного процесса подготовки и проведения ХВ и воспользуемся информацией этого этапа для декомпозиции этапов 2' и 4' на функциональные и целевые операции (Рисунок 24). Этап 2'^Ф (выбор места для установки рабочих троакаров) может быть проведён на основе информации  $\theta^{(0)}$ , получаемой на этапе планирования после подготовки и сегментации диагностических изображений. То есть функциональная операция 2'^Ф может быть перенесена в этап 0', а информация  $\theta^{(2)Ф}$  об этой операции может быть сохранена в БД информационной системы управления эндоскопическим вмешательством на этапе 0'. При этом:

$$\theta^{(0)} \cup \theta^{(1)} \cup \theta^{(2)Ф} \cup \theta^{(2)Ц} = \theta^{(2)}. \quad (9)$$

Аналогично, выполним декомпозицию этапа 4' на 4'^Ц и 4'^Ф. Дополнительно можно заметить, что применение этого метода позволит не только существенно сократить время выполнения соответствующих этапов ХВ за счёт переноса работ на этап подготовки, но и

сократить время целевых этапов в нетипичных анатомических случаях за счёт более тщательной подготовки к вмешательству.

Результаты проведения лобэктомии в отделе неонатальной и детской хирургии после оптимизации процесса подготовки показали положительные результаты. Всего с 2019 по 2023 год проведено 185 таких вмешательств. Статистические результаты (с округлением до 0,5 минут) представлены в Таблица 11.

**Таблица 11 Временной регламент этапов лобэктомии после оптимизации**

№ этапа	Содержание	Обозначение	Длительность (мин)
0'	Подготовка к вмешательству с просмотром предоперационной томографии	$t'_0$	0
1'	Укладка пациента в соответствии с типом вмешательства	$t'_1$	25±5
2'	Установка троакара для оптической системы, осмотр плевральной полости	$t'_2$	5,5±1,5
3'	Установка троакаров для рабочих инструментов в соответствии с планом	$t'_3$	4,5±1,5
4'	Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен в соответствии с планом и сегментацией	$t'_4$	52,5±27,5
5'	Проверка на герметичность пневмостаза	$t'_5$	17,5±12,5
6'	Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)	$t'_6$	12,5±2,5
7'	Установка плеврального дренажа через отдельный разрез	$t'_7$	5
8'	Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны	$t'_8$	8,5±1,5
	Время выполнения	$D'_x$	131± 52

То есть в результате применения метода оптимизации информационного процесса, среднее время выполнения хирургического вмешательства «Лобэктомия при КАМЛ» составило  $D'_x = 131 \pm 52$  (мин), т. е. сократилось на 64 минуты в абсолютном выражении. Аналогичным образом оптимизированы прочие информационные процессы.

Проверим эффективность решения задачи оптимизации в общем случае через разность  $B$  и  $B'$ , где  $B$  – информационная мера исходного процесса, а  $B'$  – информационная мера оптимизированного процесса в соответствии с формулой (5):

$$B - B' = T(H_H(D, t_H), H_K(D, t_K)) + \int_{t_H}^{t_K} J(u(R, t), h(D, t)) dt - T(H_H(D, t'_H), H_K(D, t'_K)) - \int_{t'_H}^{t'_K} J(u(R, t), h(D, t)) dt, \quad (10)$$

где  $t_H, t'_H, t_K, t'_K$  – соответственно, время начала и конца идентичных вмешательств в соответствии с исходным и модифицированным процессом. Синхронизировав время начала и приняв его за 0, а также принимая во внимание, что информационное наполнение начала модифицированного процесса не менее изначального, а также раскрыв соответствующие терминанты получим:

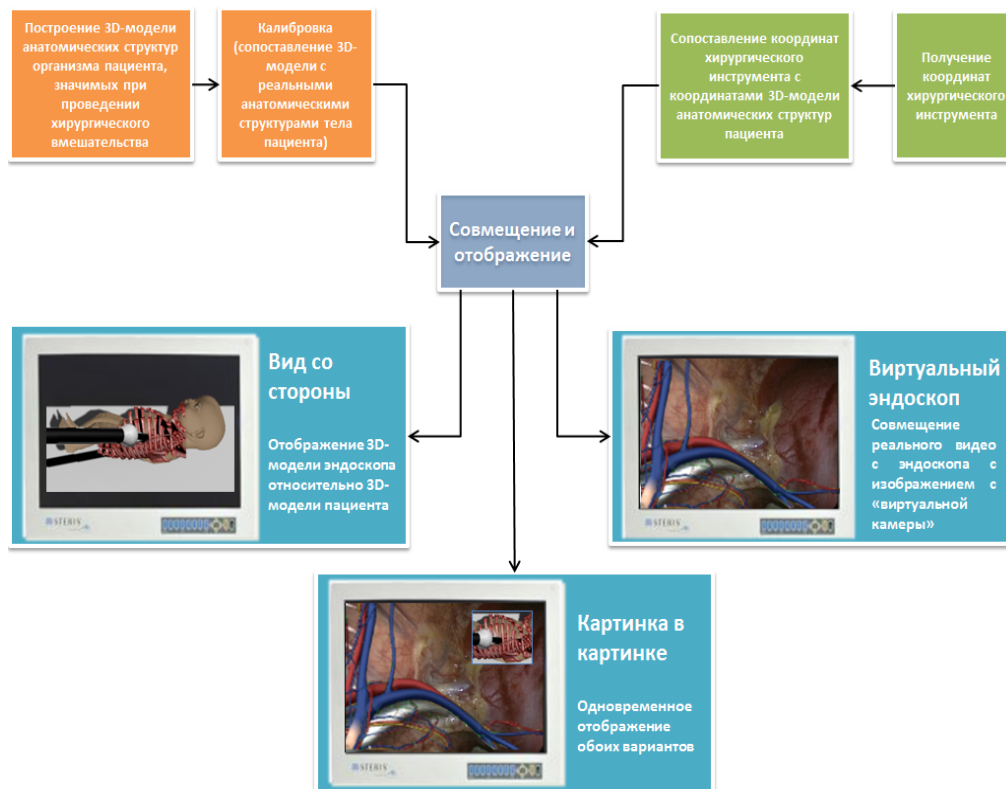
$$\begin{cases} H_K(D, t_K) - H_H(D, 0) - H'_K(D, t'_K) + H'_H(D, 0) > 0 \\ \int_0^{t_K} J(u(R, t), h(D, t)) dt - \int_0^{t'_K} J(u(R, t), h(D, t)) dt \geq 0' \end{cases} \quad (11)$$

то есть  $B - B' > 0$ . Таким образом, результатом оптимизации процесса стало искомое сокращение энтропии вмешательства.

## 2.6 Режимы отображения информации

По результатам выявления потребностей профильных специалистов (торакальных хирургов и хирургов-урологов неонатологического профиля), разработаны и согласованы с ними следующие способы отображения хода оперативного вмешательства:

- Отображение «от наблюдателя». Отображению подлежат трёхмерные модели стола, манипулятора в его текущем положении, трёхмерная модель пациента. Углы поворота настраиваются по желанию пользователя.
- Отображение «от инструмента». В этом режиме модель пациента перемещается и поворачивается таким образом, чтобы точка зрения совпадала с точкой крепления инструмента к манипулятору, а угол зрения совпадает с направлением инструмента.
- Отображение видеопотоков, получаемых системой объективизации контроля.



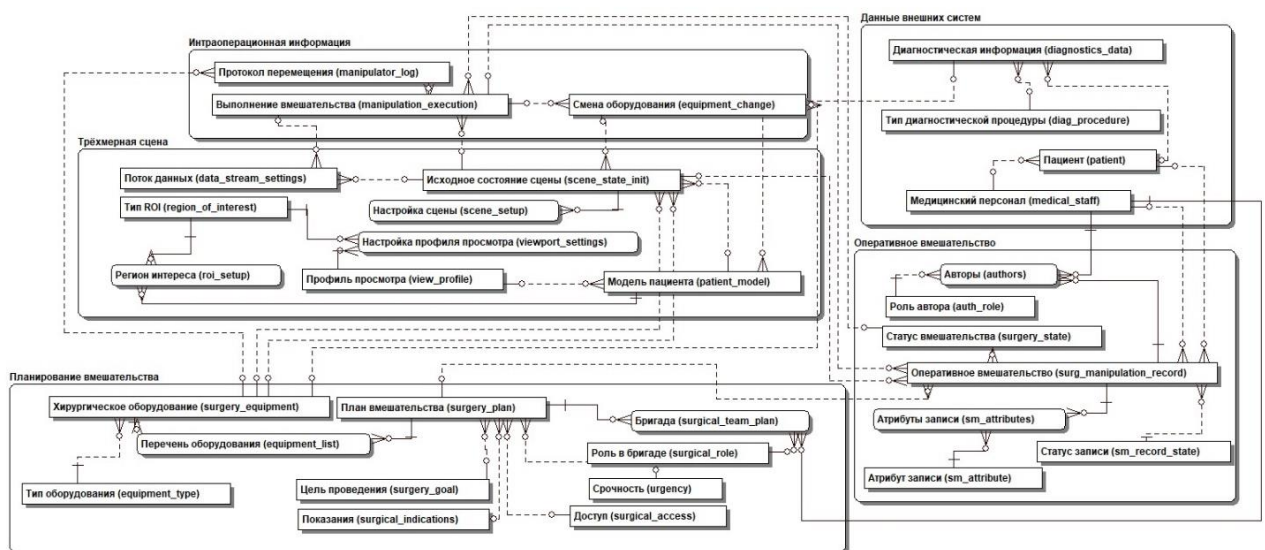
**Рисунок 25. Режимы интраоперационной визуализации**

Данные режимы отображения могут комбинироваться на мониторах, входящих в состав системы объективизации. В результате может быть получен, например, режим «картинка в картинке», в ходе которого совмещается режим просмотра «от инструмента» и эндоскопическое видео (Рисунок 25).

## 2.7 Модель данных

На основе функциональных требований, выявленных схем процессов и прохождения потоков данных, а также с учётом процедур, принятых в хирургических отделениях, ограничений данных и прочей информации, описывающей предметную область, ходе выполнения диссертационной работы построена модель данных ИСУ ЭВ.

Учитывая специфику модели, аппаратное и системное обеспечение ИСУ ЭВ, аппаратные платформы и средства разработки, ПрО «Оказание медицинской помощи неонатальному пациенту с врождённым пороком развития лёгких и/или мочевыводящих путей в форме эндоскопического хирургического вмешательства» получила отражение в модели данных [57]. Поскольку часть атрибутов, в соответствии с предполагаемыми механизмами реализации на физическом уровне, имеют внутреннюю структуру предполагают использование подзначений, уместно говорить о применении постреляционного [40] подхода при проектировании БД. Соответственно, часть отношений находятся в непервой нормальной форме (NF2, «Non First Normal Form») [87]. ER-диаграмма (диаграмма «сущность» – «связь») логической модели данных информационной системы управления ЭВ представлена ниже (Рисунок 26). Доработка модели производилась в процессе разработки БД. Физическая реализация выполнена с применением СУБД PostgreSQL версии 9.6.



**Рисунок 26. Логическая модель данных ИСУ ЭВ**

Для удобства восприятия, логическая модель разбита на несколько информационных схем:

- «Оперативное вмешательство» (surgery\_manipulation).
- «Планирование оперативного вмешательства» (manipulation\_plan).
- Схема «Трёхмерная сцена» (scene\_settings).
- «Интраоперационная информация» (intrasurgery\_information).
- «Данные внешних систем» (external\_data).

### 2.7.1 Ролевая модель

Разграничение доступа к функционалу ИСУ ЭВ реализовано с использованием ролевой модели. Каждый пользователь имеет как минимум одну роль в системе. Видимость и доступность данных и функционала ИС зависит от совокупных прав доступа одной или нескольких ролей пользователя. Для пользователей в ИСУ ЭВ определены 6 основных ролей (Таблица 12).

**Таблица 12 Ролевая модель ИСУ ЭВ**

№	Наименование роли	Описание
1	Администратор	Администрирование системы. Полный доступ к БД.
2	Торакальный хирург	Хирург, выполняющий вмешательства при врождённых пороках развития лёгких. Имеет полный доступ к своим записям о хирургическом вмешательстве на этапе подготовки и проведения вмешательства. Доступ на чтение и ограниченную запись после завершения вмешательства.
3	Хирург-уролог	Хирург, выполняющий вмешательства при врождённых пороках развития мочевыводящих путей. Имеет полный доступ к своим записям о хирургическом вмешательстве на этапе подготовки и проведения вмешательства. Доступ на чтение и ограниченную запись после завершения вмешательства.
4	Эксперт	Пользователь, осуществляющий проверку качества оказания медицинской помощи. Имеет доступ на чтение ко всем записям, включённым в область его профессиональной деятельности.
5	Исследователь	Пользователь, осуществляющий исследовательскую деятельность. Имеет доступ на чтение к ограниченному числу записей
6	Обучающийся	Имеет ограниченный доступ на чтение

#### 2.7.1.1 Медицинский персонал (*external\_data.medical\_staff*)

Каждому медицинскому работнику, задействованному в процессе оказания медицинской помощи, может быть присвоена одна или более ролей. Информация о сотрудниках поступает в ИСУ ЭВ из внешней системы и фиксируется в сущности «Медицинский персонал» (*external\_data.medical\_staff*). В логике ИСУ ЭВ эта сущность содержит информацию о пользователях системы. Основные атрибуты:

1. Идентификатор (*ms\_id* UUID).
2. Полное имя (*ms\_fullname* VARCHAR [200]).
3. Короткое имя (*ms\_shortcode* VARCHAR [50]).
4. Должность (*ms\_position* VARCHAR[100]).
5. Роли (*ms\_userroles* integer[]).
6. Прочая информация (*ms\_info* XML).

### 2.7.2 Схема «Оперативное вмешательство» (*surgery\_manipulation*)

Основной объём информации в БД ИСУ ЭВ сохраняется в рамках подготовки и проведения хирургического вмешательства информационной схеме «Оперативное вмешательство» (*surgery\_manipulation*). Эта информационная схема служит для логического объединения специфической информации о подготовке и проведении хирургического вмешательства (Рисунок 27).



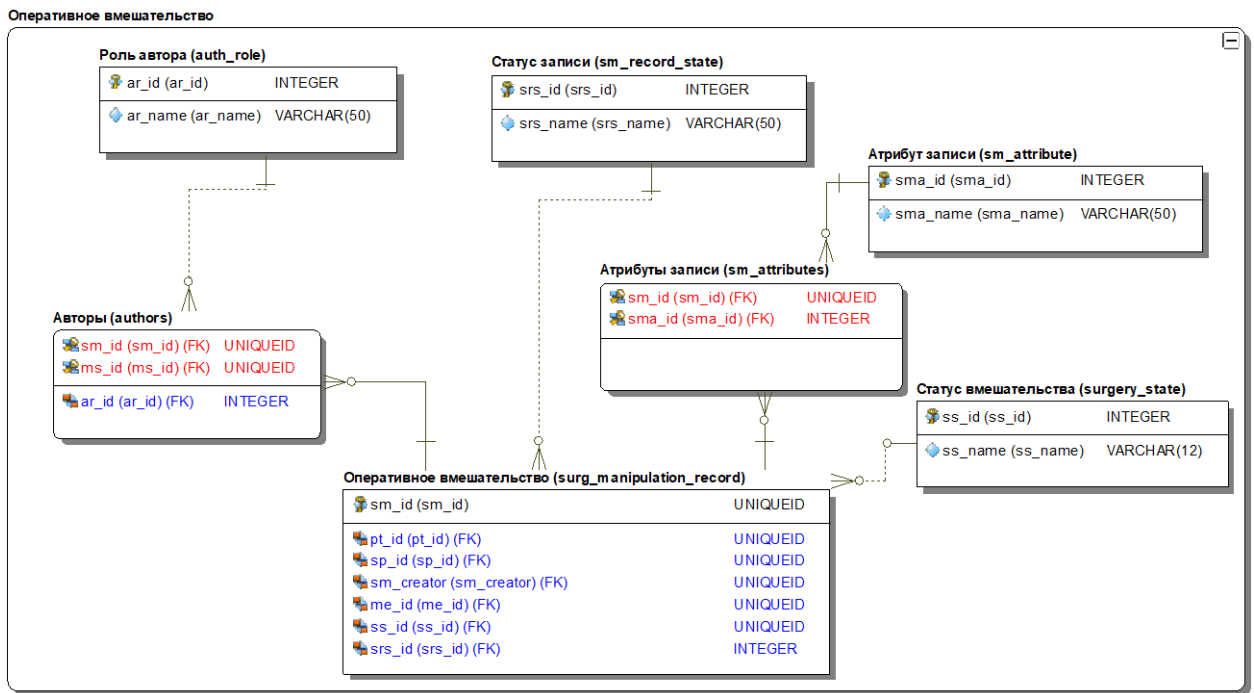


Рисунок 27 Схема surgery\_manipulation

В схему включены отношения:

- «Запись об оперативном вмешательстве» (surgery\_manipulation.surg\_manipulation\_record).
- «Авторы» (surgery\_manipulation.authors).
- «Роль автора» (surgery\_manipulation.auth\_role).
- «Статус записи» (surgery\_manipulation.sm\_record\_state).
- «Атрибут записи» (surgery\_manipulation.sm\_attribute).
- «Атрибуты записи» (surgery\_manipulation.sm\_attributes).
- «Статус вмешательства» (surgery\_manipulation.surgery\_state).

### 2.7.2.1 Запись об оперативном вмешательстве (surgery\_manipulation.surg\_manipulation\_record)

Основной её сущностью является сущность «Запись об оперативном вмешательстве» (surgmanipulationrecord).

Атрибуты сущности «Запись об оперативном вмешательстве» носят описательный характер и предназначены для разграничения прав доступа к записям об оперативных вмешательствах, облегчения поиска информации в БД ИСУ ЭВ пользователями с ролями «Торакальный хирург», «Хирург-уролог», «Эксперт», «Исследователь» и «Обучающийся», а также определения дальнейшего использования информации, содержащейся в данной записи.

Основные атрибуты записи:

1. Создатель (sm\_creator UUID) – пользователь, создавший запись. Внешний ключ, указывает на информационную сущность «Медицинский персонал».

2. Дата и время создания (`sm_creation_dt timestamp`) – дата и время создания записи.
3. Авторы (`sm_authors UUID[]`) – пользователи, осуществляющие управление записью и имеющие право записи в соответствующие разделы.
4. Статус (`srs_id INTEGER`) – внешний ключ. Статус записи о вмешательстве. Таблица 13 содержит описание и условия присвоения возможных статусов записи об оперативном вмешательстве.
5. Атрибуты применимости записи (`sm_attributes INTEGER[]`). Идентификаторы присвоенных записи атрибутов применимости (Таблица 14). Атрибуты применимости предназначены для определения правил использования информации, содержащейся в записи об оперативном вмешательстве. Значение данного атрибута выставляет пользователь с ролью «Эксперт». В случае, если он не является автором данной записи, автор должен предоставить такому пользователю право на просмотр информации, входящей в данную запись.
6. План вмешательства (`sp_id UUID`) – внешний ключ. Ссылка на сущность «План вмешательства».
7. Доступность (`sm_availability (UUID, XML)[]`). Атрибут определяет права доступа к данной записи пользователям, не относящимся к категории «Авторы», и предназначен для реализации возможности полного или частичного предоставления доступа к информации, входящей в данную запись об оперативном вмешательстве, другим пользователям. Предоставление доступа к информации осуществляется на уровне пользователя и дифференцируется на уровне доступных разделов записи.

**Таблица 13 – Описание и условия присвоения возможных статусов записи об оперативном вмешательстве**

№ п/п	Статус	Описание, условия присвоения
1.	Черновик записи	Статус «Черновик» соответствует созданной записи, по которой частично заполнена информация, и внесённые изменения – сохранены. Информация может быть заполнена в том числе и полностью. Статус «Черновик» присваивается автоматически.
2.	Запись подготовлена	Статус «Запись подготовлена» соответствует записи, в которую пользователем внесена информация, достаточная для проведения оперативного вмешательства, т. е. заполнены все подразделы раздела «Оперативное вмешательство». В этом случае пользователь может присвоить записи статус «Запись подготовлена». Автоматическое присвоение данного статуса запрещено. Присвоение данного статуса пользователем в случае, если не заполнен раздел «Оперативное вмешательство», также не допускается.
3.	Запись отменена	Статус «Запись отменена» соответствует записи, по которой подготовлена информация для проведения оперативного вмешательства, однако проведение самого оперативного вмешательства отменено на неопределенный срок. Данный статус пользователь присваивает самостоятельно, при этом запись также отображается в общем списке записей.

№ п/п	Статус	Описание, условия присвоения
4.	Запись завершена	Статус «Запись завершена» соответствует записи, по которой проведено оперативное вмешательство и, соответственно, в которой присутствует интраоперационная информация. Статус присваивается автоматически при окончании проведения оперативного вмешательства в рамках данной записи.
5.	Запись отправлена в архив	Статус «Запись отправлена в архив» присваивается пользователем. Записи с данным статусом не отображаются в списке записей оперативного вмешательства.

**Таблица 14 Значения атрибута «Применимость», описание и условия присвоения**

№ п/п	Статус	Описание, условия присвоения
1.	Учебный материал	В случае, если запись содержит максимально наглядную, корректную информацию, она может быть отнесена экспертом к «Учебным материалам», что, после обязательного удаления персональных данных, сделает ее автоматически доступной для просмотра всем пользователям с ролью «Обучающийся».
2.	Эталонная запись	В случае, если отнесена экспертом к «Эталонным записям», что, после обязательного удаления персональных данных, позволит использовать ее для дальнейшего развития АПК, например, обучения программных средств автоматизированного анализа АПК.

Помимо описанных выше связей, сущность «Запись об оперативном вмешательстве» связана с сущностью «Пациент» (`external_data.patient`), которая, в свою очередь, связана с сущностями «Диагностическая информация» (`external_data.diagnostics_data`), «Консультационные данные» (`external_data.consult_data`). Подробное описание этих сущностей выходит за рамки данной работы. Все разработанные описания, не имеющие прямого отношения к теме исследования, приведены автором в соответствующих отчётах по разработке АПК хирургической навигации для планирования и/или контроля результатов оперативных вмешательств при врожденных пороках развития [28-35].

Для понимания и прослеживания дальнейшей логики работы ИСУ ЭВ важны информационные схемы «Планирование оперативного вмешательства», «Интраоперационная информация» и «Зона оперативного вмешательства».

После первичного заполнения схема «Оперативное вмешательство» предназначен для предоставления возможности пользователям с ролью «Торакальный хирург» или «Хирург-уролог» внести информацию, относящуюся к предоперационному планированию оперативного вмешательства.

В случае, если атрибут «Применимость» записи об оперативном вмешательстве имеет значение «Учебный материал», просмотр данного раздела должен быть доступен пользователям с ролью «Обучающийся».

### 2.7.3 Схема «Планирование оперативного вмешательства» (manipulation\_plan)

Схема «Планирование оперативного вмешательства» предназначена для внесения пользователями с ролью «Торакальный хирург» и «Хирург-уролог» общей информации, относящейся к плану оперативного вмешательства.

В схему входит ряд словарных сущностей («Показания» manipulation\_plan.surgical\_indications, «Цель проведения» manipulation\_plan.surgery\_goal, «Срочность» manipulation\_plan.urgency, «Доступ» manipulation\_plan.surgical\_access) и основная сущность «Описание планируемого оперативного вмешательства». Идентификаторы простых словарей имеют сквозную нумерацию.

**Таблица 15 Значения простых словарей схемы manipulation\_plan**

Сущность	Идентификатор	Значение
Показания (surgical_indications)	1	Относительные
	2	Абсолютные
Срочность (urgency)	3	Экстренное
	4	Срочное
	5	Отсроченное
	6	Плановое
Доступ (surgic_alaccess)	7	Традиционный доступ
	8	Торакоскопический доступ
	9	Лапароскопический доступ

В словарной сущности «Цель проведения» (manipulation\_plan.surgerygoal) данные хранятся в виде дерева [22], где sg\_parent может принимать значение NULL, или ссылаться на родительский идентификатор. Таблица 16 Предустановленные цели проведения.

**Таблица 16 Предустановленные цели проведения в surgery\_goal**

sg_id	sg_name	sg_parent
1	Диагностика	NULL
2	Хирургическое лечение	NULL
3	биопсия	1
4	диагностическая операция	1
5	радикальная операция	2
6	паллиативная операция	2
7	симультанная операция	2
8	реконструктивная операция	2
9	органоуносящая операция	2
10	операция удаления дополнительного образования	2
11	сочетанная операция	2

Таблица 17 содержит атрибуты сущности «Описание планируемого оперативного вмешательства» (manipulation\_plan.surgery\_plan).

Таблица 17 – Атрибуты сущности «Описание планируемого оперативного вмешательства»

№ п/п	Наименование поля	Тип	Описание	Примечание
1.	sp_id	UUID	Идентификатор описания ОВ	
2.	sp_dt	TIMESTAMP	Дата и время проведения ОВ	
3.	Si_id	INTEGER	Показания к проведению ОВ	FK manipulation_plan.surgical_indications
4.	ur_id	INTEGER	Срок выполнения ОВ	FK manipulation_plan.urgency
5.	sg_id	INTEGER	Цель проведения ОВ	FK manipulation_plan.surgery_goal
6.	sa_id	INTEGER	Хирургический доступ	FK manipulation_plan.surgical_access
7.	sp_surgeryequipmentlist	(el_entry INTEGER, se_id UUID)[]	Набор хирургических инструментов	se_id ссылается на сущность manipulation_plan.surgery_equipment Набор зависит задач и хирургического доступа при планируемом вмешательстве.
8.	sp_esttime	INTERVAL	Расчетное минимальное время проведения оперативного вмешательства	Системный параметр, соответствующий теоретическому минимальному времени работы
9.	sp_surgicalteam	(st_id INTEGER, sr_role INTEGER, ms_id UUID, st_pos XML)[]	Хирургическая бригада	Перечень специалистов, принимающих участие в операции, с указанием должности и планируемого их расположения у операционного стола

### 2.7.4 Схема «Трёхмерная сцена»

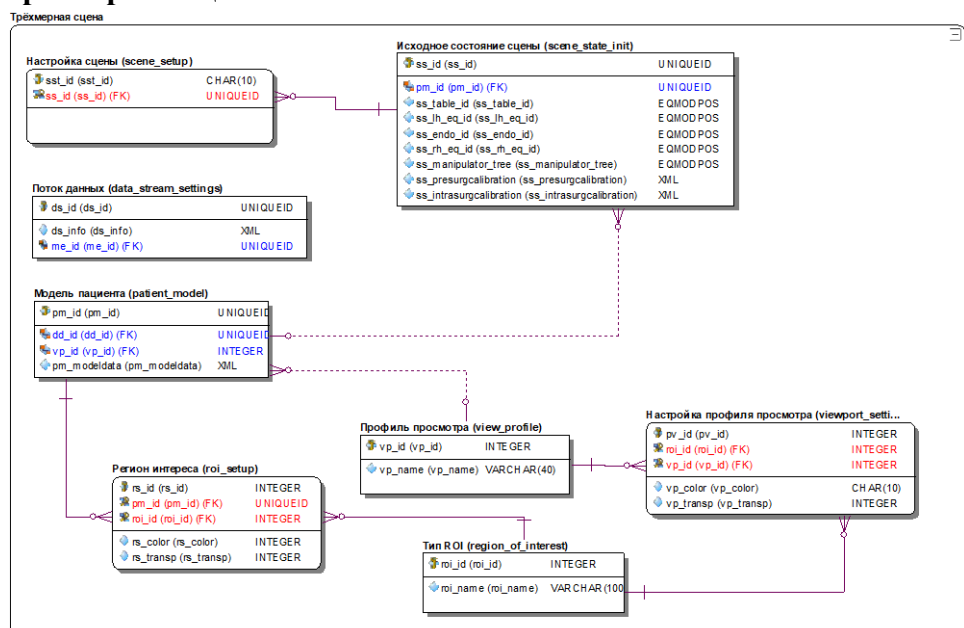


Рисунок 28 Схема Трёхмерная сцена (scene\_settings)

Данные, необходимые для формирования виртуальной операционной сцены хранятся в схеме «Трёхмерная сцена» (scene\_settings), Рисунок 28. Внесение данных в схему производится на предоперационном этапе при первичной настройке и на интраоперационном этапе при проведении интраоперационной калибровки. В эту схему включены сущности «Модель пациента», «Фиксированное оборудование», «Сменное оборудование».

Сущность «Модель пациента» предназначена для предоставления пользователям с ролью «Торакальный хирург» и «Хирург-уролог» возможности подготовки, редактирования и просмотра трехмерных моделей зоны оперативного вмешательства.

#### 2.7.4.1 Серия диагностических изображений

Описание и сегментация серий диагностических изображений производится на предоперационном этапе. Результаты этих действий сохраняются с использованием сущностей «Модель пациента».

Сущность «Модель пациента» (scene\_settings.patient\_model) предназначена для хранения 3D-реконструкции, выполненная на основе предоперационного исследования пациента с использованием КТ или МРТ и данных с результатами сегментирования модели согласно утверждённому перечню зон интереса. Таблица 18 содержит атрибуты, описывающие сущность scene\_settings.patient\_model.

**Таблица 18 Атрибуты сущности scene\_settings.patient\_model**

№ п/п	Наименование	Тип	Описание	Примечание
1.	pm_id	UUID	Идентификатор модели	
2.	dd_id	UUID	Идентификатор диагностической информации	FK external_data.diagnostic_data.dd_id
3.	vp_id	INTEGER	Профиль просмотра по умолчанию	FK scene_settings.view_profile.vp_id
4.	pm_model_data	XML	3D-реконструкция	Сегментированная и цветокодированная на этапе подготовки к операции полигональная 3D модель зон интереса в формате DICOM RT Structure
5.	pm_dd_description	XML	Описание серии диагностических изображений	См. ниже

Атрибут «Описание серии диагностических изображений» предназначена для хранения результатов параметрического описания серии диагностических изображений. Описание производится для серии диагностических изображений, на основе которой строится трехмерная модель, используемая для работы ИСУ ЭВ.

Атрибут «Описание серии диагностических изображений» XML включающий различный набор информационных полей для хирургов различных специализаций.

### 2.7.4.2 Сегментирование изображения

Описание сегментированной зоны содержится в информационной сущности «Регион интереса» (scene\_settings.roi\_setup) интереса описывается атрибутами, представленными в таблице (Таблица 19).

**Таблица 19 – Атрибуты сущности scene\_settings.roi\_setup**

№ п/п	Наименование	Тип	Описание	Примечание
1.	rs_id	INTEGER	Идентификатор сегментированной зоны интереса	
2.	pm_id	UUID	Идентификатор модели пациента	FK scene_settings.patient_model.pm_id
3.	rs_color	INTEGER	Цвет зоны интереса	Должен отображаться цвет, присвоенный данной зоне интереса. Возможно дублирование однозначным цифровым (цифровой триадой)
4.	rs_transp	INTEGER	Уровень прозрачности зоны интереса	Должен отображаться уровень прозрачности зоны интереса в %, где 0% — это абсолютно непрозрачная зона интереса, 100% - абсолютно прозрачная зона интереса.
5.	roi_id	INTEGER	Тип зоны интереса	FK scene_settings.region_of_integerst.roi_id Тип зоны интереса.

Сущность «Тип зоны интереса» является информационным представлением перечня утверждённых зон интереса в соответствии с цветовым кодированием сегментации зон интереса (Таблица 9). Перечень сегментируемых зон интереса, в зависимости от роли пользователя, представлен в таблице (Таблица 20).

**Таблица 20 – Сегментируемые зоны интереса в зависимости от роли пользователя.**

№ п/п	Роль пользователя	Сегментируемые зоны интереса
1.	Торакальный хирург	Ребра Грудной отдел позвоночника Доли правого лёгкого Доли левого лёгкого Правый главный бронх Левый главный бронх Правая лёгочная артерия Левая лёгочная артерия Правый верхнедолевой бронх Левый верхнедолевой бронх Правый среднедолевой бронх Правый нижнедолевой бронх Левый нижнедолевой бронх
2.	Хирург-уролог	поясничный отдел позвоночника Верхний полюс правой почки Нижний полюс правой почки Верхний полюс левой почки Нижний полюс левой почки

№ п/п	Роль пользователя	Сегментируемые зоны интереса
		Правая почечная артерия Левая почечная артерия Правая почечная вена Левая почечная вена Лоханка правой почки Лоханка левой почки Сосудистый пучок верхнего сегмента правой удвоенной почки Сосудистый пучок верхнего сегмента левой удвоенной почки Сосудистый пучок нижнего сегмента правой удвоенной почки Сосудистый пучок нижнего сегмента левой удвоенной почки Мочеточник правой почки Мочеточник левой почки Мочеточник пучок верхнего сегмента правой удвоенной почки Мочеточник пучок верхнего сегмента левой удвоенной почки Мочеточник пучок нижнего сегмента правой удвоенной почки Мочеточник пучок нижнего сегмента левой удвоенной почки

### 2.7.4.3 Виртуальная операционная. Исходное состояние.

Набор данных, предназначенный для формирования сцены виртуальной операционной (Сущность «Исходное состояние сцены» scene\_settings.scene\_state\_init) включает в себя информацию по моделям (пациента, хирургического инструмента, операционного стола, Модель манипулятора) и потокам данных, которые будут использованы при формировании визуализации, а также данные по предоперационной и интраоперационной калибровке оборудования. Таблица 21 содержит описание атрибутов сущности «Исходное состояние сцены» (scene\_settings.scene\_state\_init).

Тип EQMODPOS объявлен как (em\_id INTEGER, em\_parent INTEGER, se\_id UUID, eq\_pos XML)– составной тип, который используется для описания положения хирургического инструмента.

**Таблица 21** Атрибуты сущности scene\_settings.scene\_state\_init

№ п/п	Наименование поля	Тип	Описание	Примечание
1.	ss_id	UUID	Идентификатор исходного состояния сцены	
2.	pm_id	UUID	Модель пациента	FK scene_settings.patient_model. pm_id
3.	ss_table_id	EQMODPOS	Модель операционного стола	
4.	ss_manipulator_tree	EQMODPOS[]	Сегментированная модель манипулятора	
5.	ss_endo_id	EQMODPOS	Модель эндоскопа	
6.	ss_lh_eq_id	EQMODPOS	Модель инструмента левой руки	
7.	ss_rh_eq_id	EQMODPOS	Модель инструмента правой руки	
8.	ss_presurgcalibration	XML	Данные предоперационной калибровки	Информация заносится в данное поле в процессе выполнения процедуры предоперационной калибровки



№ п/п	Наименование поля	Тип	Описание	Примечание
9.	ss_intrasurgicalibration	XML	Данные интраоперационной калибровки	Информация заносится в данное поле в процессе выполнения процедуры интраоперационной калибровки

Хранение модели манипулятора (атрибут `ss_manipulator_vector EQMODPOS[]`) производится в виде дерева отдельных подмоделей (составных частей). Для прототипа манипулятора, описанного в данной работе, хранятся следующие подмодели:

1. Модель поворотного сочленения.
2. Модель основной опоры.
3. Модель плечевого сочленения.
4. Модель первого рычага.
5. Модель локтевого сочленения.
6. Модель второго рычага.
7. Модель кистевого сочленения.
8. Модель третьего рычага.
9. Модель зажима.

Информация о потоках данных, используемых при формировании сцены сохраняется в сущности «Поток данных» (`scene_settings.data_stream_settings`). Сущность содержит информацию и настройки видеопотока эндоскопической системы, видеопотоков стереопар используемых для позиционирования инструментов правой и левой руки, видеопотоков камер видеофиксации, аудиопотоков, потока данных от энкодеров манипуляторов.

### 2.7.5 Схема «Интраоперационная информация»

Информация, получаемая в процессе проведения ХВ подлежит визуализации и параллельному сохранению в сущностях схемы «Интраоперационная информация». Протокол вмешательства, который ведётся с использованием ИСУ ЭВ, не подлежит изменению после записи.

Данные, сохраняемые (протоколируемые) в БД ИСУ ЭВ в ходе проведения оперативного вмешательства, представлены в таблице (Таблица 22).

**Таблица 22 – Данные, сохраняемые (протоколируемые) в БД ИСУ ЭВ в ходе проведения оперативного вмешательства**

№ п/п	Сохраняемые данные	Описание	Предполагаемый способ визуализации
1.	Видеопоток с используемой в ходе проведения оперативного вмешательства видеоэндоскопической системы	Видеопоток, получаемый посредством системы интраоперационной видеоэндоскопии, сопровождается привязкой ко времени проведения оперативного вмешательства	Визуализация осуществляется в окне, содержащем навигационный ползунок и отображающем следующую информацию: - производитель / модель используемой системы видеоэндоскопии - время от начала проведения оперативного вмешательства

№ п/п	Сохраняемые данные	Описание	Предполагаемый способ визуализации
		(времени от начала оперативного вмешательства)	- дата и время на момент осуществления оперативного вмешательства
2.	Видеопоток с видеокамер, осуществляющих видеозапись процессов, происходящих в операционном зале	Видеопоток, получаемый с видеокамер, предназначенных для видеозаписи процессов, происходящих в операционном зале, сопровождается привязкой ко времени проведения оперативного вмешательства (времени от начала оперативного вмешательства), а также указанием номера и, может быть, схематичного обозначения места расположения данной видеокамеры в операционном зале.	Визуализация осуществляется в окне, содержащем навигационный ползунок, кнопки выбора камеры, видеопоток с которой воспроизводится, кнопку выбора режима отображения (сетки, размеры которой зависят от числа использованных видеокамер), и отображающую следующую информацию: - производитель / модель используемой системы видеоскопии - время от начала проведения оперативного вмешательства - дата и время на момент осуществления оперативного вмешательства В случае, если выбран «сеточный» режим отображения, то в каждой ячейке сетки отображается информация о номере и схематическом обозначении расположения видеокамеры в операционном зале.
3.	Аудиопоток с микрофонов, осуществляющих аудиозапись в ходе проведения оперативного вмешательства	Аудиопоток, получаемый с микрофонов, находящихся в операционном зале, сопровождается привязкой ко времени проведения оперативного вмешательства (времени от начала оперативного вмешательства).	Визуализация не применима. Управление прослушиванием интраоперационной аудиоинформации реализовано посредством навигационного ползунка, привязанного к шкале времени.
4.	Протокол изменения положения инструмента манипулятора	Для эндоскопа протокол содержит данные об относительных углах поворота и положении каждого из сочленений манипулятора с синхронизацией по времени с проведением оперативного вмешательства (времени от начала оперативного вмешательства). Для хирургического инструмента протокол содержит данные, полученные подсистемой расчёта положения хирургического инструмента с использованием стереопар, синхронизированные с видеопотоками, получаемыми видеорегистрирующими устройствами.	Отображается анимированная трехмерная модель манипулятора, расположенная в виртуальной сцене. Изменение конфигурации манипулятора привязано к временной шкале, навигация по которой должна быть доступна пользователю с помощью ползунка. Помимо манипулятора, доступно отображение трехмерных моделей операционного стола, хирургических инструментов и зоны оперативного вмешательства. Также пользователю доступно управление виртуальной камерой для определения ракурса и масштаба отображения данного протокола.
5.	Протокол смены инструмента	Протокол содержит данные, о замене инструмента в правой или левой руке хирурга.	Момент смены инструмента отмечается на временной шкале вертикальной чертой и соответствующим символом Л или П

№ п/п	Сохраняемые данные	Описание	Предполагаемый способ визуализации
6.	Протокол действий пользователя (хирурга)	Протокол должен содержать информацию, описывающую взаимодействие пользователя (хирурга) с аппаратными и программными модулями АПК, с привязкой ко времени проведения оперативного вмешательства (времени от начала оперативного вмешательства)	Оформляется в виде таблицы, включающей в себя текстовое описание каждого взаимодействия пользователя (хирурга) с АПК в привязке ко времени проведения оперативного вмешательства.

Приведенные выше данные, в зависимости от настроек трансляции операционного вмешательства и пропускной способности каналов связи, могут быть доступны пользователям, смотрящим данную трансляцию.

Просмотр приведенных выше данных также должен быть доступен пользователям с ролями «Торакальный хирург» и «Хирург-уролог» в случае, если они являются авторами данной записи об оперативном вмешательстве, либо им присвоены права доступа для просмотра данного раздела авторами записи об оперативном вмешательстве.

В случае, если атрибут «Применимость» данной записи имеет значение «Обучающий материал», данный раздел должен быть доступен для просмотра пользователям с ролью «Обучающийся».

## Выводы по главе 2

1. Изучение и описание предметной области «Оказание медицинской помощи неонатальному пациенту с врождённым пороком развития лёгких и/или мочевыводящих путей в форме эндоскопического хирургического вмешательства с применением интраоперационной компьютерной навигационной системы» дало возможность сформулировать функциональные требования к аппаратному обеспечению.
2. Выявленные информационно-логистические процессы подготовки к оказанию медицинской помощи и проведения хирургического вмешательства с точки зрения планирования вмешательства и контроля хирургического инструмента зафиксированы в виде информационно-логические схемы процессов, что позволило обнаружить и предложить пути к их оптимизации.
3. Предложенный метод подготовки графических данных позволит реализовать предложения по оптимизации подготовки к проведению эндоскопического вмешательства у неонатальных пациентов.
4. Составы и параметры входящих и исходящих данных информационной системы, данные, требующие разработки и применения специализированных методов сбора, обработки и вычисления нашли отражение в приведённой в главе постреляционной модели данных,

описывающей предметную область «Оказание медицинской помощи неонатальному пациенту с врождённым пороком развития лёгких и/или мочевыводящих путей в форме эндоскопического хирургического вмешательства с применением интраоперационной компьютерной навигационной системы». Эта модель данных послужит основой эффективного сбора данных инструментальной и лучевой диагностики и их совмещения с данными системы слежения при построении модуля интраоперационной интеграции моделей в информационной системе управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии.

### **3 РЕЖИМЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ОБОРУДОВАНИЯ, ОПТИМИЗАЦИЯ БИЗНЕС-ПРОЦЕССА И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПРИМЕНЕНИЯ МАНИПУЛЯТОРА**

В главе формализованы режимы применения аппаратно-программного комплекса, описано дополнение к бизнес-процессу подготовки к хирургическому вмешательству, приведены технические требования к аппаратному обеспечению, предназначенным для функционирования системы, представлено описание ключевых информационных структур и пакетов, а также утверждённых форматов входящих данных, описаны разработанные специализированные методы получения, обработки и вычисления данных.

#### **3.1 Режимы применения оборудования**

После разработки модели данных произведена оценка методов сбора, обработки и/или вычисления данных, по результатам которой определены данные, использование которых в системе требует применения специализированных методов получения, обработки и вычисления.

Во взаимодействии с торакальными хирургами и хирургами-урологами НЦАГиП имени Кулакова для каждого вида вмешательства из области интересов формализованы и описаны методы, применяемые для проведения хирургического лечения врожденных пороков развития лёгких и мочевыводящих путей. Описания оперативных вмешательств, техник выполнения, укладок пациента дополнены параметрами функционирования АПК хирургической навигации в части требований к набору анатомических структур, включаемых в 3D-модель зоны оперативного вмешательства, типу позиционируемого инструмента, требований к позиционированию хирургического инструмента, требований к совмещению 3D-моделей зоны оперативного вмешательства и 3D модели инструмента и необходимости совмещения видео с эндоскопа и виртуальной камеры. Таблицы описаний представлены ниже (Таблица 23 – Торакоскопические оперативные вмешательства при врождённых пороках развития лёгких, Таблица 24 – Эндоскопические оперативные вмешательства при врождённых пороках мочевыделительной системы у новорожденных)

Таблица 23 – Торакоскопические оперативные вмешательства при врождённых пороках развития лёгких у новорожденных

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
№ п/п	Название оперативного вмешательства	Показания	Доступ	Положение пациента	Техника выполнения	Параметры функционирования АПК			
						Требования к набору анатомических структур, включаемых в 3D-модель зоны оперативного вмешательства	Тип позиционируемого инструмента Требования к позиционированию хирургического инструмента.	Требования к совмещению 3D-моделей зоны опер. вмешательства и 3D модели инструмента	Требования к совмещению видео эндоскопа и виртуальной камеры
1.	Лобэктомия справа верхняя	КАМЛ верхней доли правого лёгкого	Справа	На левом боку поперек операционного стола правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у головы пациента, операционная бригада у ног пациента.	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Установка троакара для оптической системы в VIII межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</li> <li>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага и направления главной междолевой щели</li> <li>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением междолевой щели (параллельно щели, перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</li> <li>4. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен</li> <li>5. Проверка на герметичность пневмостаза</li> </ol>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника Верхняя доля правого лёгкого с патологическим очагом. Лёгочная артерия правая Верхнедолевая артерия правая с сегментарными ветвями Среднедолевая артерия правая Нижнедолевая артерия правая Главный бронх правый</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II переднебокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>6. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>7. Установка плеврального дренажа через один из имеющихся разрезов</p> <p>8. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Верхнедолевой бронх правый с сегментарными ветвями</p> <p>Среднедолевой бронх правый</p> <p>Нижнедолевой бронх правый</p>	<p>неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.</p>		
2.	Лобэктомия справа средняя	КАМЛ средней доли правого лёгкого	Справа	<p>На левом боку под углом 45° к оси операционного стола, правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага и направления главной междолевой щели</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением междолевой щели (параллельно щели, перпендикулярно направлению питающих долей сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долей артерий, бронхов и вен</p> <p>5. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>6. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через</p>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника Средняя доля правого лёгкого с патологическим очагом. Лёгочная артерия правая</p> <p>Верхнедолевая артерия правая</p> <p>Среднедолевая артерия правая с сегментарными ветвями</p> <p>Нижнедолевая артерия правая</p> <p>Главный бронх правый</p> <p>Верхнедолевой бронх правый</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10x).</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>7. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>8. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Среднедолевой бронх правый с сегментарными ветвями Нижнедолевой бронх правый</p>	<p>их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.</p>		
3.	Лобэктомия справа нижняя	КАМЛ нижней доли правого лёгкого	Справа	<p>На левом боку поперек операционного стола правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага и направления главной и дополнительной междолевых щелей</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением главной и дополнительной междолевых щелей (параллельно дополнительной щели, перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен</p> <p>5. Проверка на герметичность пневмостаза</p>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника Нижняя доля правого лёгкого с патологическим очагом. Аорта Лёгочная артерия правая Верхнедолевая артерия правая Среднедолевая артерия правая Нижнедолевая артерия правая с сегментарными ветвями Главный бронх правый Верхнедолевой бронх правый</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS® II переднебокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10x).</p>	Требуется



I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>6. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>7. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>8. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Среднедолевой бронх правый</p> <p>Нижнедолевой бронх правый</p> <p>с сегментарными ветвями</p>	<p>позиции при наложении карбокситоракса.</p>		
4.	Лобэктомия справа нижняя	Интралобарный секвестр нижней доли правого лёгкого больших размеров.	Справа	<p>На левом боку поперек операционного стола правая рука поднята и фиксирована к голове пациента.</p> <p>Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага (интралобарного секвестра) и направления главной и дополнительной междолевых щелей</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением главной и дополнительной междолевых щелей (параллельно дополнительной щели, перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация</p>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника</p> <p>Нижняя доля правого лёгкого с патологическим очагом.</p> <p>Аорта с аномальным питающим сосудом</p> <p>Лёгочная артерия правая</p> <p>Верхнедолевая артерия правая</p> <p>Среднедолевая артерия правая</p> <p>Нижнедолевая артерия правая</p> <p>с сегментарными ветвями</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II переднебокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом.</p> <p>Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа.</p> <p>Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов</p> <p>5. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен</p> <p>6. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>7. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>8. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>9. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Главный бронх правый Верхнедолевой бронх правый Среднедолевой бронх правый Нижнедолевой бронх правый с сегментарными ветвями</p>	их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.		
5.	Лобэктомия слева верхняя	КАМЛ верхней доли левого лёгкого	Слева	<p>На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у головы пациента, операционная</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в VIII межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр левой плевральной полости с определением патологического очага и направления главной междолевой щели</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением междолевой</p>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника Верхняя доля левого лёгкого с патологическим очагом. Лёгочная артерия левая Верхнедолевая артерия левая с</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом.</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа.</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
				бригада у ног пациента.	щели (параллельно щели, перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара 4. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен 5. Проверка на герметичность пневмостаза 6. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см) 7. Установка плеврального дренажа через один из имеющихся разрезов 8. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.	сегментарны ми ветвями Нижнедолева я артерия левая Главный бронх левый Верхнедолев ой бронх левый с сегментарны ми ветвями Нижнедолево й бронх левый	Позиционирова ние инструмента должно производиться относительно фиксированны х анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.	Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	
6.	Лобэктомия слева нижняя	КАМЛ нижней доли левого лёгкого	Слева	На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса 2. Осмотр левой плевральной полости с определением патологического очага и направления главной междолевой щели 3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением главной междолевой щели (параллельно щели,	Ребра Грудной отдел позвоночника Нижняя доля левого лёгкого с патологическ им очагом. Аорта Лёгочная артерия левая Верхнедолева я артерия левая	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформат ная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолокон ным световодом. Позиционирова ние инструмента	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующ ую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен</p> <p>5. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>6. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>7. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>8. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Нижнедолевая артерия с сегментарными ветвями</p> <p>Главный бронх левый</p> <p>Верхнедолевой бронх левый</p> <p>Нижнедолевой бронх левый с сегментарными ветвями</p>	<p>должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситорака.</p>	<p>соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	
7.	Лобэктомия слева нижняя	Интралобарный секвестр нижней доли левого лёгкого больших размеров.	Слева	<p>На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситорака</p> <p>2. Осмотр левой плевральной полости с определением патологического очага (интралобарного секвестра) и направления главной междолевой щели</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется направлением главной междолевой щели</p>	<p>Ребра</p> <p>Грудной отдел позвоночника</p> <p>Нижняя доля левого лёгкого с патологическим очагом.</p> <p>Аорта с аномальным питающим сосудом</p> <p>Лёгочная артерия левая</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>(параллельно дополнительной щели, перпендикулярно направлению питающих долю сосудов), на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов</p> <p>5. Этапная мобилизация, перевязка и пересечение питающих долю артерий, бронхов и вен</p> <p>6. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>7. Удаление доли лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>8. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>9. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>	<p>Верхнедолевая артерия левая</p> <p>Нижнедолевая артерия левая с сегментарными ветвями</p> <p>Главный бронх левый</p> <p>Верхнедолевой бронх левый</p> <p>Нижнедолевой бронх левый с сегментарными ветвями</p>	<p>должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.</p>	<p>соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	
8.	Секвестрэктомия справа интралобарная	Интралобарный секвестр нижней доли правого лёгкого	Справа	На левом боку поперек операционного стола, правая рука поднята и	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p>	Ребра Грудной отдел позвоночника	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
		небольших размеров.		фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	<p>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага (интралобарного секвестра) и аномального сосуда/сосудов</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией аномального сосуда/сосудов, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов</p> <p>5. Этапное отделение ткани секвестра от ткани нижней доли правого лёгкого по границе с помощью коагуляции</p> <p>6. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>7. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p> <p>8. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>9. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение</p>	<p>Нижняя доля правого лёгкого с патологическим очагом.</p> <p>Аорта с аномальным питающим сосудом</p>	<p>видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.</p>	<p>оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					лейкопластырных швов на кожные раны.				
9.	Секвестрэктомия слева интралобарная	Интралобарный секвестр нижней доли левого лёгкого небольших размеров.	Слева	На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр левой плевральной полости с определением патологического очага (интралобарного секвестра) и аномального сосуда/сосудов</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией аномального сосуда/сосудов, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов</p> <p>5. Этапное отделение ткани секвестра от ткани нижней доли правого лёгкого по границе с помощью коагуляции</p> <p>6. Проверка на герметичность пневмостаза</p> <p>7. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p>	Ребра Грудной отдел позвоночника Нижняя доля левого лёгкого с патологическим очагом. Аорта с аномальным питающим сосудом	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>8. Установка плеврального дренажа через отдельный разрез в VIII межреберье по средне-подмышечной линии</p> <p>9. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.</p>				
10.	Секвестрэктомия справа экстралобарная	Экстралобарный секвестр лёгочной ткани справа	Справа	<p>На левом боку поперек операционного стола, правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса</p> <p>2. Осмотр правой плевральной полости с определением патологического очага (экстралобарного секвестра) и аномального сосуда/сосудов</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией аномального сосуда/сосудов, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара</p> <p>4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов</p> <p>5. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)</p>	<p>Ребра Грудной отдел позвоночника Секвестр лёгкого Аорта с аномальным сосудом</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	Требуется



I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					6. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.		наложении карбокситоракса.		
11.	Секвестрэктомия слева экстралобарная	Экстралобарный секвестр лёгочной ткани слева	Слева	На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса 2. Осмотр левой плевральной полости с определением патологического очага (экстралобарного секвестра) и аномального сосуда/сосудов 3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией аномального сосуда/сосудов, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара 4. Поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, наложение двух лигатур на основание сосуда/сосудов у аорты и одной лигатуры на устье сосуда/сосудов у секвестра, пересечение сосуда/сосудов 5. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см) 6. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение	Ребра Грудной отдел позвоночника Секвестр лёгкого Аорта с аномальным сосудом	Оптика KARL STORZ HOPKINS® II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10x).	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					лейкопластырных швов на кожные раны.				
12.	Секвестрэктомия справа забрюшинная	Секвестр лёгочной ткани забрюшинной локализации справа	Справа	На левом боку поперек операционного стола, правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса 2. Осмотр правой плевральной полости и правого купола диафрагмы с определением патологического очага (забрюшинного секвестра) 3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией забрюшинного секвестра, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара 4. Выполнение разреза диафрагмы над патологическим очагом (забрюшинным секвестром) 5. Мобилизация секвестра из окружающих тканей, поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, перевязка и пересечение сосуда/сосудов, удаление секвестра из забрюшинного пространства 6. Ушивание дефекта диафрагмы отдельными узловыми П-образными швами 7. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см)	Ребра Грудной отдел позвоночника Секвестр лёгкого Аорта с аномальным сосудом	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					6. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.				
13.	Секвестрэктомия слева забрюшинная	Секвестр лёгочной ткани забрюшинной локализации слева	Слева	На правом боку поперек операционного стола, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается у ног пациента, операционная бригада у головы пациента.	1. Установка троакара для оптической системы в V межреберье по задне-подмышечной линии, наложение карбокситоракса 2. Осмотр левой плевральной полости и левого купола диафрагмы с определением патологического очага (забрюшинного секвестра) 3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется локализацией забрюшинного секвестра, на расстоянии не менее 3 см от оптического троакара 4. Выполнение разреза диафрагмы над патологическим очагом (забрюшинным секвестром) 5. Мобилизация секвестра из окружающих тканей, поиск и топирование аномального питающего сосуда/сосудов, мобилизация из окружающих тканей, перевязка и пересечение сосуда/сосудов, удаление секвестра из забрюшинного пространства 6. Ушивание дефекта диафрагмы отдельными узловыми П-образными швами 7. Удаление секвестра лёгкого из плевральной полости через	Ребра Грудной отдел позвоночника Секвестр лёгкого Аорта с аномальным сосудом	Оптика KARL STORZ HOPKINS® II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур грудной полости (позвонки, ребра) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбокситоракса.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					один из разрезов с небольшим его расширением (до 1–1,5 см) 6. Удаление троакаров из грудной полости и ушивание мышечных ран, наложение лейкопластырных швов на кожные раны.				

**Таблица 24 – Эндоскопические оперативные вмешательства при врождённых пороках мочевыделительной системы у новорожденных**

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
№ п/п	Название оперативно го вмешатель ства	Показания	Досту п	Положение пациента	Техника выполнения	Параметры функционирования АПК			
						Требования к набору анатомических структур, включаемых в 3D-модель зоны оперативного вмешательства	Тип позиционируемого инструмента Требования к позиционированию хирургического инструмента.	Требования к совмещению 3D-моделей зоны опер. вмешательства и 3D модели инструмента	Требования к совмещению видео с эндоскопа и виртуальной камеры
	Лапароскопическая пиелопластика справа	Гидронефроз справа	Передняя брюшная стенка	На левом боку вдоль операционного стола с поперечно расположенным валиком в области подреберья, правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается позади пациента, операционная	1. Установка троакара для оптической системы в окологупочной области, наложение карбоксиперитонеума 2. Осмотр правой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии правой почки 3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией правой почки: правый троакар устанавливается в правом подреберье по средне-	Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс правой почки. Почечная артерия правая Почечная вена правая Лоханка правой почки Мочеточник правой почки	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
				<p>бригада спереди от пациента.</p>	<p>ключичной линии, левый троакар устанавливается в правой подвздошной области.</p> <p>4. Широкая мобилизация печёночного угла поперечно-ободочной кишки по правому боковому каналу</p> <p>5. Мобилизация лоханки с пиелоуретеральным сегментом правой почки в забрюшинном пространстве</p> <p>6. Фиксация лоханки почки на два шва-держалки к передней брюшной стенке</p> <p>7. Резекция пиелоуретерального сегмента почки, несущего зону стеноза мочеточника</p> <p>8. Рассечение противобрыжечной стенки мочеточника в дистальном направлении на длину не менее 12 мм</p> <p>9. Наложение непрерывного обвивного шва на заднюю стенку пиелоуретерального анастомоза</p> <p>10. Антеградная установка мочеточникового стана через зону анастомоза</p> <p>11. Наложение непрерывного обвивного шва на переднюю стенку пиелоуретерального анастомоза</p> <p>12. Снятие швов-держалок с лоханки почки</p>		<p>производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.</p>	<p>ь увеличению камеры оптической системы (10x).</p>	

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>13. Ушивание правого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>14. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>				
1.	Лапароскопическая пиелопластика слева	Гидронефроз слева	Передняя брюшная стенка	<p>На правом боку вдоль операционного стола с поперечно расположенным валиком в области подреберья, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается позади пациента, операционная бригада спереди от пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в окологупочной области, наложение карбоксиперитонеума</p> <p>2. Осмотр левой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии левой почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией левой почки: правый троакар устанавливается в левой подвздошной области, левый троакар устанавливается в левом подреберье по среднеключичной линии.</p> <p>4. Создание максимально свободного «окна» в бессосудистой зоне брыжейки сигмовидной кишки</p> <p>5. Мобилизация лоханки с пиелоретеральным сегментом левой почки в забрюшинном пространстве через «окно» в брыжейке</p>	<p>Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс левой почки. Почечная артерия левая Почечная вена левая Лоханка левой почки Мочеточник левой почки</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	Требуетя

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>6. Фиксация лоханки почки на два шва-держалки к передней брюшной стенке</p> <p>7. Резекция пиелоретерального сегмента почки, несущего зону стеноза мочеточника</p> <p>8. Рассечение противобрыжечной стенки мочеточника в дистальном направлении на длину не менее 12 мм</p> <p>9. Наложение непрерывного обвивного шва на заднюю стенку пиелоретерального анастомоза</p> <p>10. Антеградная установка мочеточникового стента через зону анастомоза</p> <p>11. Наложение непрерывного обвивного шва на переднюю стенку пиелоретерального анастомоза</p> <p>12. Снятие швов-держалок с лоханки почки</p> <p>13. Ушивание «окна» в брыжейке сигмовидной кишки с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>14. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>		<p>позиции при наложении карбоксиперитонеума.</p>		
2.	Лапароскопическая нефрэктомия справа	Мультикистозная правая почка	Передняя брюшная стенка	На спине, вдоль операционного стола. Монитор располагается справа от	1. Установка троакара для оптической системы в околопупочной области, наложение карбоксиперитонеума	Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
				<p>пациента, операционная бригада слева от пациента.</p>	<p>2. Осмотр правой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии правой мультикистозной почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией правой мультикистозной почки: правый троакар устанавливается в правом подреберье по среднеключичной линии, левый троакар устанавливается в правой подвздошной области.</p> <p>4. Широкая мобилизация печёночного угла поперечно-ободочной кишки по правому боковому каналу</p> <p>5. Мобилизация мультикистозного комплекса правой почки в забрюшинном пространстве</p> <p>6. Топирование сосудистой ножки правой почки, лигирование и пересечение сосудов</p> <p>7. Ушивание правого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>8. Удаление мобилизованного мультикистозного комплекса из брюшной</p>	<p>полус правой почки.</p> <p>Почечная артерия правая</p> <p>Почечная вена правая</p>	<p>видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.</p>	<p>оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	



I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>9. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>				
3.	Лапароскопическая нефруретерэктомия справа	Мультикистоз правой почки	Передняя брюшная стенка	<p>На спине, вдоль операционного стола. Монитор располагается справа от пациента, операционная бригада слева от пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в околопупочной области, наложение карбоксиперитонеума</p> <p>2. Осмотр правой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии правой мультикистозной почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией правой мультикистозной почки: правый троакар устанавливается в правом подреберье по среднеключичной линии, левый троакар устанавливается в правой подвздошной области.</p> <p>4. Широкая мобилизация печёночного угла поперечно-ободочной кишки по правому боковому каналу</p> <p>5. Мобилизация мультикистозного комплекса правой почки в забрюшинном пространстве</p>	<p>Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс правой почки. Почечная артерия правая Почечная вена правая Мочеточник правой почки</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>6. Топирование сосудистой ножки правой почки, лигирование и пересечение сосудов</p> <p>7. Топирование мочеточника, мобилизация его на всем протяжении от почки до мочевого пузыря</p> <p>8. Перевязка и пересечения мочеточника у стенки мочевого пузыря</p> <p>9. Ушивание правого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>10. Удаление мобилизованного мультикистозного комплекса из брюшной полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>11. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>		карбоксиперитонеума.		
4.	Лапароскопическая нефрэктомия слева	Мультикистоз левой почки	Передняя брюшная стенка	На спине, вдоль операционного стола. Монитор располагается слева от пациента, операционная бригада справа от пациента.	<p>1. Установка троакара для оптической системы в околопупочной области, наложение карбоксиперитонеума</p> <p>2. Осмотр левой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии левой мультикистозной почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов –</p>	Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс левой почки. Почечная артерия левой Почечная вена левая	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II переднебокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>положение определяется топографией левой мультикистозной почки: правый троакар устанавливается в левой подвздошной области, левый троакар устанавливается левом подреберье по среднеключичной линии.</p> <p>4. Широкая мобилизация сигмовидной кишки по левому боковому каналу</p> <p>5. Мобилизация мультикистозного комплекса левой почки в забрюшинном пространстве</p> <p>6. Топирование сосудистой ножки левой почки, лигирование и пересечение сосудов</p> <p>7. Ушивание левого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>8. Удаление мобилизованного мультикистозного комплекса из брюшной полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>9. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>		<p>Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.</p>	<p>камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).</p>	
5.	Лапароскопическая	Мультикистоз левой почки	Передняя брюшн	На спине, вдоль операционного стола. Монитор	1. Установка троакара для оптической системы в околопупочной области,	Поясничный отдел позвоночника	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II	Виртуальная камера должна располагаться	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
	нефруретерэктомия слева		ая стенка	располагается слева от пациента, операционная бригада справа от пациента.	<p>наложение карбоксиперитонеума</p> <p>2. Осмотр левой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии левой мультикистозной почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией левой мультикистозной почки: правый троакар устанавливается в левой подвздошной области, левый троакар устанавливается левом подреберье по среднеключичной линии.</p> <p>4. Широкая мобилизация сигмовидной кишки по левому боковому каналу</p> <p>5. Мобилизация мультикистозного комплекса левой почки в забрюшинном пространстве</p> <p>6. Топирование сосудистой ножки левой почки, лигирование и пересечение сосудов</p> <p>7. Топирование мочеточника, мобилизация его на всем протяжении от почки до мочевого пузыря</p> <p>8. Перевязка и пересечения мочеточника у стенки мочевого пузыря</p> <p>9 Ушивание левого бокового канала с восстановлением</p>	Верхний и нижний полюс левой почки. Почечная артерия левая Почечная вена левая Мочеточник левой почки	передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.	аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>целостности забрюшинного пространства.</p> <p>10. Удаление мобилизованного мультикистозного комплекса из брюшной полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>11. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>				
6.	Лапароскопическая верхняя геминефруре терэктомия справа	Кистозная трансформация нефункционирующего верхнего сегмента правой удвоенной почки	Передняя брюшная стенка	<p>На левом боку вдоль операционного стола с поперечно расположенным валиком в области подреберья, правая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается позади пациента, операционная бригада спереди от пациента.</p>	<p>1. Установка троакара для оптической системы в окологупочной области, наложение карбоксиперитонеума</p> <p>2. Осмотр правой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии правой почки</p> <p>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией правой почки: правый троакар устанавливается в правом подреберье по среднеключичной линии, левый троакар устанавливается в правой подвздошной области.</p> <p>4. Широкая мобилизация печёночного угла поперечно-ободочной кишки по правому боковому каналу</p>	<p>Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс правой почки. Сосудистый пучок верхнего сегмента правой удвоенной почки Сосудистый пучок нижнего сегмента правой удвоенной почки Мочеточник верхнего сегмента правой удвоенной почки</p>	<p>Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи</p>	<p>Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10x).</p>	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>5. Раздельное топирование сосудистой ножки для верхнего и нижнего сегмента правой удвоенной почки, лигирование и пересечение сосудов верхнего сегмента</p> <p>6. Определение границы верхнего сегмента по зоне ишемизации, отсечение его по демаркационной линии с использованием эл.инструмента LIGASURE</p> <p>7. Раздельное топирование мочеточника верхнего и нижнего сегментов правой удвоенной почки, мобилизация мочеточника верхнего сегмента на всем протяжении от почки до мочевого пузыря</p> <p>8. Перевязка и пересечение мочеточника верхнего сегмента почки у стенки мочевого пузыря.</p> <p>9 Ушивание правого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>10. Удаление мобилизованного верхнего сегмента правой удвоенной почки из брюшной полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>11. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>	<p>Мочеточник нижнего сегмента правой удвоенной почки</p>	<p>с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.</p>		

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
7.	Лапароскопическая верхняя геминефруре терэктомия слева	Кистозная трансформация нефункционирующего верхнего сегмента левой удвоенной почки	Передняя брюшная стенка	На правом боку вдоль операционного стола с поперечно расположенным валиком в области подреберья, левая рука поднята и фиксирована к голове пациента. Монитор располагается позади пациента, операционная бригада спереди от пациента.	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Установка троакара для оптической системы в окологупочной области, наложение карбоксиперитонеума</li> <li>2. Осмотр левой половины брюшной полости и забрюшинного пространства с определением топографии левой почки</li> <li>3. Установка троакаров для рабочих инструментов – положение определяется топографией левой почки: правый троакар устанавливается в левой подвздошной области, левый троакар устанавливается в левом подреберье по среднеключичной линии.</li> <li>4. Широкая мобилизация сигмовидной кишки по левому боковому каналу</li> <li>5. Раздельное топирование сосудистой ножки для верхнего и нижнего сегмента левой удвоенной почки, лигирование и пересечение сосудов верхнего сегмента</li> <li>6. Определение границы верхнего сегмента по зоне ишемизации, отсечение его по демаркационной линии с использованием эл.инструмента LIGASURE</li> <li>7. Раздельное топирование мочеточника верхнего и нижнего сегментов левой удвоенной почки,</li> </ol>	Поясничный отдел позвоночника Верхний и нижний полюс левой почки. Сосудистый пучок верхнего сегмента левой удвоенной почки Сосудистый пучок нижнего сегмента левой удвоенной почки Мочеточник верхнего сегмента левой удвоенной почки Мочеточник нижнего сегмента левой удвоенной почки	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II передне-бокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 25 см, со встроенным стекловолоконным световодом. Позиционирование инструмента должно производиться относительно фиксированных анатомических структур забрюшинного пространства (позвонки, почка) в связи с неизменностью их анатомической позиции при наложении карбоксиперитонеума.	Виртуальная камера должна располагаться аналогично камере оптической системы и отображать картину, соответствующую таковой, получаемой с камеры эндоскопа. Масштаб 3D модели должен соответствовать увеличению камеры оптической системы (10х).	Требуется

I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
					<p>мобилизация мочеточника верхнего сегмента на всем протяжении от почки до мочевого пузыря</p> <p>8. Перевязка и пересечение мочеточника верхнего сегмента почки у стенки мочевого пузыря.</p> <p>9 Ушивание левого бокового канала с восстановлением целостности забрюшинного пространства.</p> <p>10. Удаление мобилизованного верхнего сегмента левой удвоенной почки из брюшной полости через расширенный разрез в подвздошной области</p> <p>11. Удаление троакаров из брюшной полости и ушивание мышечных и кожных ран.</p>				



### 3.2 Специфика подготовленной модели зоны хирургического вмешательства

В соответствии с режимами применения оборудования и параметрам функционирования информационной системы в зависимости от укладки пациента, модели данных, подготовленные трёхмерные модели пациентов должны быть сопряжены (совмещены) для корректного совместного отображения в ходе хирургической манипуляции с трёхмерными моделями операционного стола, манипулятора и хирургического инструмента в рамках единой виртуальной операционной сцены.

Для корректного формирования виртуальной операционной сцены разработаны алгоритмы сопряжения (совмещения) трёхмерных моделей, реализуемые посредством разработанного программного обеспечения и включающие в себя две ключевые с точки зрения настройки и использования комплекса процедуры - предоперационной и интраоперационной калибровки комплекса:

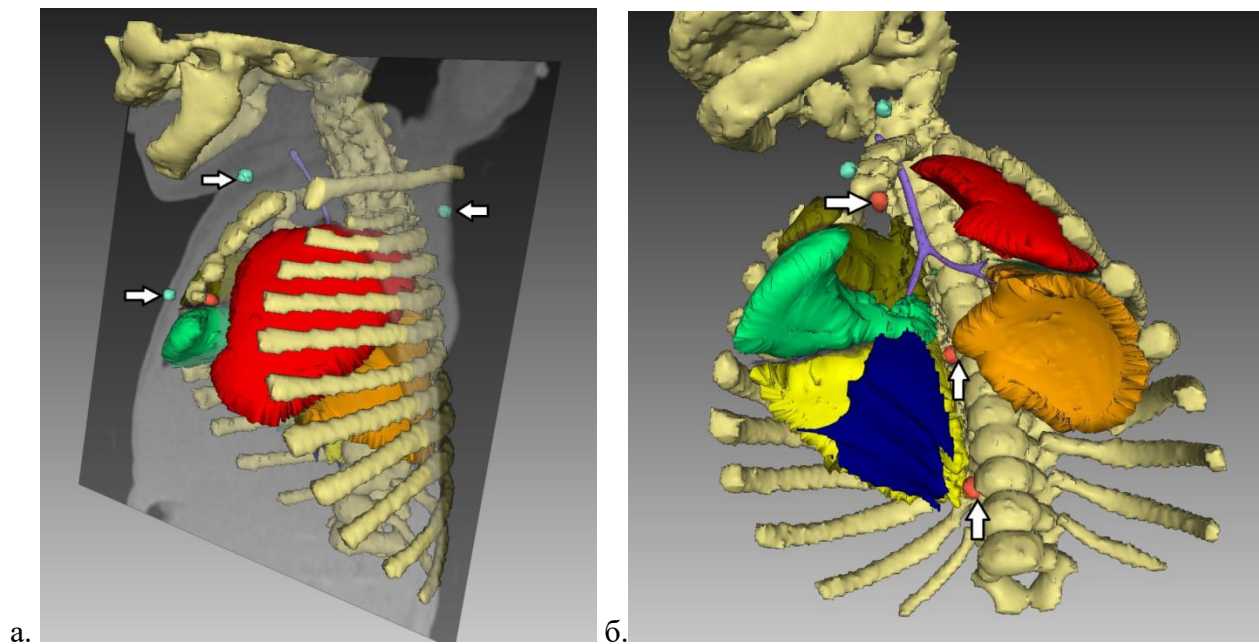
- Предоперационная калибровка, предназначенная для совмещения трёхмерных моделей стола и манипулятора с физическими манипулятором и рабочей поверхностью операционного стола, должна производиться на этапе первичной установки системы, а также контролироваться на этапе подготовки операционной перед каждым хирургическим вмешательством. Учитывая жёсткость конструкции, для калибровки достаточно прикоснуться откалиброванным инструментом (например, специальным калибровочным щупом или эндоскопом), вставленным в зажим манипулятора, к 3 углам хирургического стола согласно указаниям системы в режиме калибровки. Результат предоперационной калибровки хранится в структуре данных «Предоперационная калибровка» информационной сущности «Состояние сцены».
- Интраоперационная калибровка предполагает совмещение трёхмерной модели зоны хирургического вмешательства и пациента, размещённого на хирургическом столе и подготовленного к хирургической манипуляции. В процессе совмещения осуществляется поворот и, возможно, изменение размеров трёхмерной модели согласно положению пациента на операционном столе. Алгоритмы процедуры интраоперационной калибровки зависят от положения пациента и, в общем виде, состоят в последовательном физическом совмещении откалиброванного инструмента, вставленного в зажим манипулятора с маркерными точками на поверхности тела (в большинстве случаев - выступающие части относительно неподвижных костных структур пациента - грудина и позвоночный столб). Результат интраоперационной калибровки хранится в структуре данных «Интраоперационная калибровка» информационной сущности «Состояние сцены».

Для этого в метод подготовки графических изображений, описанный в разделе «Метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками

развития лёгких и мочевыводящих путей» Главы 2 внесены изменения. Регламент дополнен разделом «Подготовка модели пациента для интраоперационной калибровки», одной из существенных подготовительных операций. В ходе подготовки модели пользователь системы (хирург, проводящий предоперационную подготовку) в зависимости от типа хирургического вмешательства должен отметить на трёхмерной модели не менее трёх точек калибровки и их последовательность, а также провести измерение метрического расстояния между этими точками в целях проверки логических размеров модели пациента (зоны хирургического вмешательства). Поскольку в серию диагностических изображений зачастую входит не ростовая модель пациента, а лишь зона интереса, эта процедура является необходимой.

Отмеченные на трёхмерной модели калибровочные точки, последовательность их применения и расстояния между точками вносятся в БД в описание сущности «Модель пациента/зоны оперативного вмешательства».

В процессе калибровки на интраоперационном этапе, система предлагает пользователю последовательно прикоснуться инструментом, зафиксированным в зажиме манипулятора, к каждой из выбранных заранее ключевых калибровочных точек.



**Рисунок 29. а - Сегментация диагностической серии пациента с калибровочными точками на поверхности тела пациента. б - Сегментация диагностической серии пациента с калибровочными точками на внутренних анатомических структурах**

Изменение взаимного расположения модели пациента/зоны хирургического вмешательства и модели стола/манипулятора оптимально производить с использованием соответствующих матриц преобразования. В трёхмерной графике стандартно используются матрицы размерностью 4x4. В зависимости от формирования матрицы, она может отвечать за перемещение, изменение пропорций, поворот или переход к результату последовательности данных преобразований.

В зависимости от плана вмешательства, выбранного хирургом, для калибровки могут быть использованы точки как на поверхности тела пациента, так и на внутренних анатомических структурах пациента (Рисунок 29). В случае использования поверхностных анатомических ориентиров калибровка производится до ввода эндоскопа в операционную зону, в случае использования внутренних калибровочных точек, калибровка осуществляется после введения эндоскопа.

Данные, полученные в результате калибровочных процедур, критически важны для корректного формирования виртуальной операционной сцены, на основе которого производится отображение и запись хода оперативного вмешательства.

### 3.2.1 Дополнение модели бизнес-процесса подготовки к вмешательству

На основании предложений, сделанных и утверждённых в ходе работ, внесены изменения в процедуру подготовки к хирургическому вмешательству, которые нашли отображение в модели бизнес-процесса. В процесс подготовки внесены функции «Сегментировать изображения» в соответствии с предложенным методом подготовки графических диагностических изображений, а также функция «Отметить на трёхмерной модели не менее трёх точек калибровки и их последовательность» (Рисунок 30)

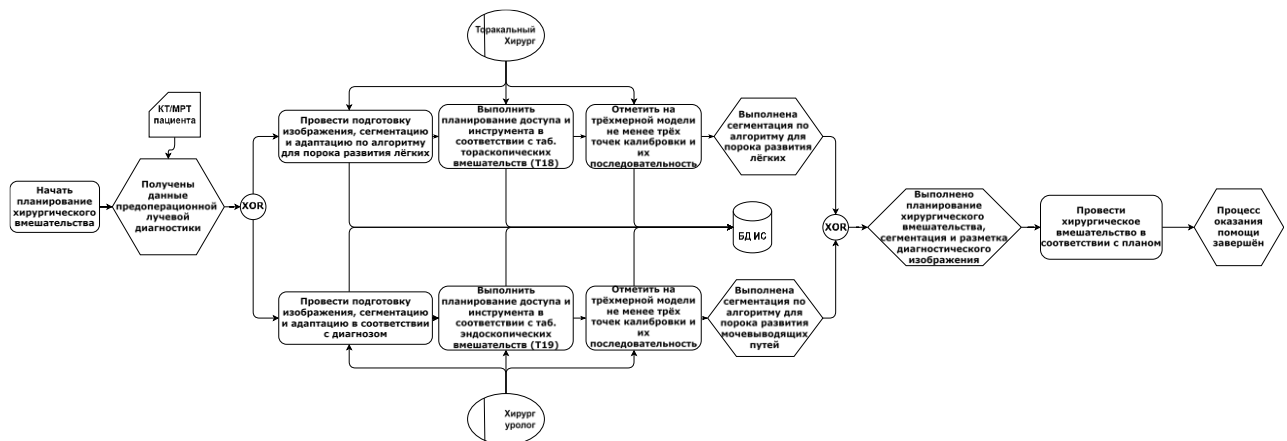


Рисунок 30. Планирование вмешательства

### 3.3 Требования к прототипу манипулятора

Анализ функциональных возможностей многостепенных манипуляторов, управления ими [53] и функциональных требований к рабочему месту, предъявляемых хирургами, позволил сформировать требования в части информационной поддержки торакального хирурга и хирурга-уролога в ходе хирургического вмешательства:

1. Аппаратное решение должно содержать минимальное достаточное число сочленений различной степени подвижности с установленными в них отдельными модулями, определяющими текущее положение сочленения (энкодерами) и работающего в паре с управляющим модулем.

2. В зависимости от конфигурации операционной, могут быть предусмотрены различные компоновки и способы крепления(расположения) манипулятора. Оптимальным с точки зрения компоновки мог бы быть вариант потолочного крепления, но для прототипа следует рассмотреть крепление к столу или напольную установку.
3. Манипулятор должен обеспечивать возможность смены зажима видеоголовки эндоскопа. В прототипе системы использован набор эндоскопических инструментов производства Karl Storz с видеоголовкой типа Image 1 НХ.
4. Сочленения манипулятора должны быть оснащены тормозными системами, позволяющими фиксировать положение рычагов манипулятора.
5. Каждое сочленение манипулятора должно быть оснащено устройством, определяющим положение этого сочленения во всех доступных сочленению степенях свободы.

Таким образом, на основании указанных требований принято решение [35] о включении в состав прототипа манипулятора:

- не менее 4-х сочленений, оснащённых одноплатными компьютерами, предназначенными для считывания текущего положения, в том числе:
  - одно «поворотное» сочленение у точки крепления манипулятора;
  - три «суставные» сочленения;
- управляющего компьютера-агрегатора данных;
- коммутатора контроллеров внутренних устройств;
- устройства обеспечения фиксированного сопряжения МСМ и хирургического стола;
- тестового (испытательного) универсального зажима для хирургического инструмента;
- рычагов манипулятора;
- вспомогательных элементов конструкции.

### **3.3.1 Требования к компонентам прототипа манипулятора**

#### **3.3.1.1 Поворотное сочленение**

Описание: Поворотное сочленение расположено в месте крепления опоры манипулятора. Поворотное сочленение обеспечивает поворот опоры манипулятора. Как правило, положение опоры задаётся на стадии подготовки к хирургическому вмешательству и не изменяется в процессе вмешательства. С этим связаны требования, предъявляемые к поворотному сочленению:

1. Поворотное сочленение должно состоять из поворотного механизма с фиксатором и электронного кольцевого энкодера.
2. Поворотный механизм должен жёстко соединяться с основной опорой (подвесом) манипулятора.

Управляющий компьютер поворотного сочленения должен соответствовать требованиям, представленным ниже (Таблица 25):

**Таблица 25 – Требования к управляющему компьютеру поворотного сочленения**

№ п/п	Параметр	Значение
	Габаритные размеры, мм, не более	94 x 70
	Тактовая частота центрального процессора, ГГц, не менее	2
	Количество ядер центрального процессора, не менее	4
	Потребляемая мощность, Вт, не более	20
	Количество разъемов USB 3.0, не менее	2
	Ethernet 1G, наличие	Обязательное
	Интегрированный графический процессор, наличие	Обязательное
	Наличие и/или возможность подключения eMMC в качестве носителя загрузочного образа	Обязательное
	Поддержка UNIX-подобных операционных систем	Обязательное
	Наличие у поставщиков в РФ	Обязательное

### 3.3.1.2 Суставное сочленение

Описание: суставные сочленения предназначены для подвижной стыковки первого рычага манипулятора с основной опорой, а также последующих рычагов между собой.

1. Суставное сочленение должно состоять из механизма, обеспечивающего от 1 до 3 степеней свободы на разных осях вращения.
2. Суставное сочленение должно быть оснащено фиксатором и электронным(и) энкодером(ами), определяющими угол отклонения от нулевого положения по каждой оси вращения.
3. Суставное сочленение должно обеспечивать плавное изменение положение управляющего штифта во всех применённых степенях свободы с отклонением от нулевого положения не менее  $70^\circ$  в любую сторону. В случае применения поворотного сочленения, поворот управляющего штифта вокруг центральной оси должен составлять  $360^\circ$ .
4. С двух сторон суставного сочленения должны быть установлены крепления, обеспечивающие надёжное и жесткое соединение сочленения с трубками плеча (рычага).

Управляющий компьютер шарнирного сочленения должен соответствовать требованиям, представленным в таблице (Таблица 26).

**Таблица 26 – Требования к управляющему компьютеру шарнирного сочленения**

№ п/п	Параметр	Значение
1.	Габаритные размеры, мм, не более	94 x 70
2.	Тактовая частота центрального процессора, ГГц, не менее	2
3.	Количество ядер центрального процессора, не менее	4
4.	Потребляемая мощность, Вт, не более	20
5.	Количество разъемов USB 3.0, не менее	2
6.	Ethernet 1G, наличие	Обязательное
7.	Интегрированный графический процессор, наличие	Обязательное
8.	Наличие и/или возможность подключения eMMC в качестве носителя загрузочного образа	Обязательное
9.	Поддержка UNIX-подобных операционных систем	Обязательное
10.	Наличие у поставщиков в РФ	Обязательное

### 3.3.1.3 Управляющий компьютер-агрегатор данных

Управляющий компьютер-агрегатор предназначен для обеспечения функционирования ПО сбора данных о положении каждого сочленения манипулятора с ПО определения положения сочленений и передаче этих данных подсистеме агрегации данных модуля визуализации хода хирургического вмешательства, функционирующему на управляющем компьютере хирургического комплекса.

Требования, предъявляемые к управляющему компьютеру-агрегатору:

1. Управляющий компьютер-агрегатор прототипа манипулятора должен размещаться в основании прототипа манипулятора.
2. Управляющий компьютер-агрегатор прототипа манипулятора должен быть реализован в форм-факторе одноплатного компьютера.
3. В случае наличия технологической возможности, управляющий компьютер-агрегатор прототипа манипулятора может быть совмещён с управляющим компьютером энкодера поворотного сочленения.

Управляющий компьютер-агрегатор данных сочленения должен соответствовать требованиям, представленным в таблице (Таблица 27).

**Таблица 27 – Требования к управляющему компьютеру-агрегатору данных**

№ п/п	Параметр	Значение
1.	Габаритные размеры, мм, не более	94 x 70
2.	Тактовая частота центрального процессора, ГГц, не менее	2
3.	Количество ядер центрального процессора, не менее	4
4.	Потребляемая мощность, Вт, не более	20
5.	Количество разъёмов USB 3.0, не менее	2
6.	Ethernet 1G, наличие	Обязательное
7.	Интегрированный графический процессор, наличие	Обязательное
8.	Наличие и/или возможность подключения eMMC в качестве носителя загрузочного образа	Обязательное
9.	Поддержка UNIX-подобных операционных систем	Обязательное
10.	Наличие у поставщиков в РФ	Обязательное

### 3.4 Требования к техническому и аппаратному обеспечению ИСУ ЭВ

Поскольку многостепенной манипулятор с точки зрения информационной системы управления ХВ является техническим средством сбора информации и предназначен для функционирования в составе аппаратно-программного комплекса, для определения технических требований к техническому и аппаратному обеспечению, предназначенному для функционирования системы, определён минимально достаточный состав аппаратной составляющей ИСУ ЭВ, включающий в себя:

- Техническое средство сбора информации о положении в пространстве хирургического инструмента (хирургический манипулятор) в составе:
  - Электронные компоненты определения углов отклонения сочленений.

- Управляющий компьютер-агрегатор манипулятора.
- Механические составляющие манипулятора.
- Компьютер оцифровки видеопотока с эндоскопа (Зависит от возможности эндоскопического комплекса передавать стандартный цифровой видеопоток в формате H.264.)
- Управляющий компьютер хирургического комплекса.
- Периферийное оборудование управляющего компьютера (средства управления, мониторы, видеокамеры и т. д.)

В соответствии с данным перечнем, определены наборы данных, а также разработаны необходимые протоколы/алгоритмы внутрисистемного обмена данными и комплексирования данных в ПО отображения визуальной информации.

### **3.5 Наборы данных, определённые для взаимодействия между различными компонентами ИС**

#### **3.5.1 Набор данных, входящих в первичный настроечный пакет (настроечный файл) хирургического манипулятора**

Первичный настроечный пакет (настроечный файл) хирургического манипулятора формируется в процессе настроечных процедур аппаратно-программного решения в целом на этапе первичной настройки. Настроечный пакет, как набор данных, хранится на ППЗУ управляющего компьютера-агрегатора. На этапе первичной настройки в настроечный файл вносится информация о каждом опрашиваемом манипуляционном узле. Далее настроечный файл дополняется информация о последовательности соединения манипуляционных узлов.

Под «манипуляционным узлом» в данном случае понимается каждая деталь, имеющая габаритные характеристики, влияющие на определение положения манипулятора. В случае замены и/или добавления манипуляционных узлов в процессе эксплуатации настроечный файл должен быть дополнен сервисным инженером. К манипуляционным узлам относятся:

1. Сочленения в целом (в случае совпадения центра поворота для степеней свободы сочленения).
2. Составные части сочленения (в случае использования составных наборных сочленений).
3. Соединительные рычаги.
4. Зажимы.

В состав информации о манипуляционном узле входят:

1. Информация о количестве энкодеров, используемых в сочленении. В текущей реализации от 0 до 3.
2. Информация об энкодере.
3. Информация о габаритных размерах манипуляционного узла. (ШхВхГ).
4. Информация о сочленениях с соседними манипуляционными узлами.
5. Информация о положении оси (осей) вращения манипуляционного узла.

Под информацией об энкодере понимается:

1. Информация о типе энкодера.
2. Информация о структуре информационного пакета о положении (угле поворота), присылаемая энкодером.
3. Информацию о диапазонах положений, доступных энкодеру.
4. Серийный номер энкодера.

### **3.5.2 Входящие данные, необходимые для визуализации**

К входящим данным для визуализации относятся входящие видеопотоки и данные, необходимые для генерации визуализации.

#### **Описание характеристик видеопотока хирургического эндоскопического комплекса**

К описанию характеристик видеопотока эндоскопического комплекса относятся данные о точках входа, кодировке, углах обзора камеры, производителе эндоскопического оборудования.

#### **Прочие видео- и аудиопотоки**

Описание прочих аудио- и видеопотоков содержит точки входа и описание устройств генерации потоков данных.

#### **Данные визуализации**

Типы данных и виды объектов, применяемые в описании:

Рендерер (Renderer) – основной контейнер для объектов, подлежащих отображению. В рендерере происходит процесс рендеринга, то есть процесс трансформации свойств трёхмерных объектов, включённых в рендеринговую группу (геометрических параметров, свойств источников света и камер), в отображаемую картинку. В целях удобства взаимодействия объекты могут быть разнесены на разные рендереры. Так, в один рендерер помещаются объекты, связанные с хирургическим столом, во второй – трёхмерная модель пациента, в третий – полигональные модели регионов интереса (ROI).

Окно рендеринга (RenderingWindow) – пространство для отображения объектов, содержащихся в рендерерах.

Отображаемые трёхмерные объекты:

1. Примитив (Primitive) – стандартный трёхмерный объект, отображающий стандартную трёхмерную фигуру, например «Сфера», «Цилиндр», «Куб» и т. д.
2. Полигональная модель (3D model) – объект, позволяющий загрузить полигональную трёхмерную модель в векторном формате. Основным форматом для хранения модели неодушевлённых предметов (хирургический стол, инструменты, составные части манипулятора) может выступить бинарный формат Stereolithography (STL).
3. Зона вмешательства – объект, содержащий 3D реконструкцию зоны операционного вмешательства, данные о зоне(ах) интереса и специфические параметры объекта.



Неотображаемые объекты:

1. Источник света (Light) – генератор освещения трёхмерной сцены.
2. Камера (Camera) – точка, из которой производится просмотр сцены.
3. Сборка (Assembly) – виртуальный (замещающий) трёхмерный объект, который служит контейнером для прочих трёхмерных объектов (моделей, примитивов, света, камер и т. д.), задействованных при построении сцены. Предназначен для группировки моделей с целью их одновременного преобразования (повороты, изменение размеров и т. д.).

Дополнительные типы:

- Материал (Material) – материал для обтяжки трёхмерных моделей.
- Трёхмерный вектор (Vector3D, double[3])– трёхмерный вектор вещественных чисел.

Таким образом, исходными данными для визуализации является дерево объектов, корнем которого является собственно сцена, вершинами– отображаемые и неотображаемые трёхмерные объекты.

Каждый объект дерева хранит следующие общие данные о себе:

Общие характеристики:

- тип трёхмерного объекта (Сборка / Примитив / 3D модель / Зона вмешательства / Камера / Источник света);
- ссылка на родительский контейнер (объект или сцена);
- размер объекта (Vector3D);
- положение объекта относительно нулевой точки контейнера (Vector3D);
- центр вращения (Vector3D);
- углы поворота объекта относительно контейнера (Vector3D);
- допустимые углы поворота от (Vector3D);
- допустимые углы поворота до (Vector3D);

Специфические характеристики:

#### 1. Примитив:

- a. Тип («Сфера», «Цилиндр», «Куб» и пр.).
- b. Материал.

#### 2. Векторная модель:

- a. Место хранения модели. Модели хранятся в системе в формате STL. Формат является в настоящее время стандартом де-факто, изначально разработан Albert Consulting Group (в настоящее время Albert-Battaglin Consulting Group) для стереолитографии и 3D моделирования, прототипирования и для использования в 3D принтерах. \*.STL файл описывает только геометрию поверхности 3D-объекта без представления цвета, текстуры

или других атрибутов модели. Формат допускает представление как в двоичном формате, так и в формате ASCII.

- i. База данных.
  - ii. Файловая система.
- b. Материал(ы)/текстуры/цвета мешей:
- i. Освещение сцены:
    - 1. Тип источника.
    - 2. Направленность светового пучка.
    - 3. Цвет светового пучка.
    - 4. Интенсивность светового пучка.
  - ii. Камера:
    - 1. Фокусировка (точка/объект).
    - 2. Угол обзора.
  - iii. Зона вмешательства:
    - 1. Расположение модели зоны вмешательства. Модель может быть представлена как в одном из трёхмерных форматов, так и в виде группы DICOM-файлов или файле в формате NIFTI.
    - 2. Сегментация зоны вмешательства. В случае полигональной модели, может быть внедрена в структуру модели. В случае использования DICOM, должна быть выполнена в виде зон интереса, размещённых в файле формата RT Structure.
    - 3. Цветовая кодировка сегментации.
    - 4. Точки интраоперационной калибровки.
    - 5. Абсолютные расстояния между точками.

### **3.6 Математическая модель отображения хирургического инструмента**

Для отображения хирургического поля разработан ряд алгоритмов, которые позволяют осуществить привязку виртуальной сцены методами электромеханической обратной связи. Отображение осуществляется на основании наборов данных, описанных выше и алгоритмов получения данных от манипулятора.

В зависимости от количества мониторов, подключённых в системе, пользователю доступно разное количество одновременно просматриваемых окон для отображения. Каждое окно предназначено для отображения видеопотоков с виртуальных (трёхмерных) или реальных (эндоскопической, общего вида) камер.

Разработанные протоколы и алгоритмы:

1. Алгоритм программной проверки каждого манипуляционного узла.

2. Алгоритм установления связи между программными модулями сочленений и программным модулем центрального блока управления манипулятором.
3. Алгоритм определения положения сочленения.
4. Протокол обмена данными между программными модулями сочленений, включёнными в состав хирургического манипулятора, и программным модулем управляющего компьютера-агрегатора манипулятора (включая частоты обновления информации и составы информационных пакетов).
5. Алгоритм, реализующий протокол обмена данными.
6. Алгоритм установления связи между ПО сбора данных и ПО визуализации.
7. Протокол обмена данными между управляющим компьютером-агрегатором манипулятора и АРМ управления системой хирургической навигации.
8. Алгоритм, реализующий протокол обмена данными между управляющим компьютером-агрегатором манипулятора и АРМ управления системой хирургической навигации.

### **3.6.1 Алгоритмы получения состояния манипулятора**

#### **3.6.1.1 Программный модуль определения положения сочленения**

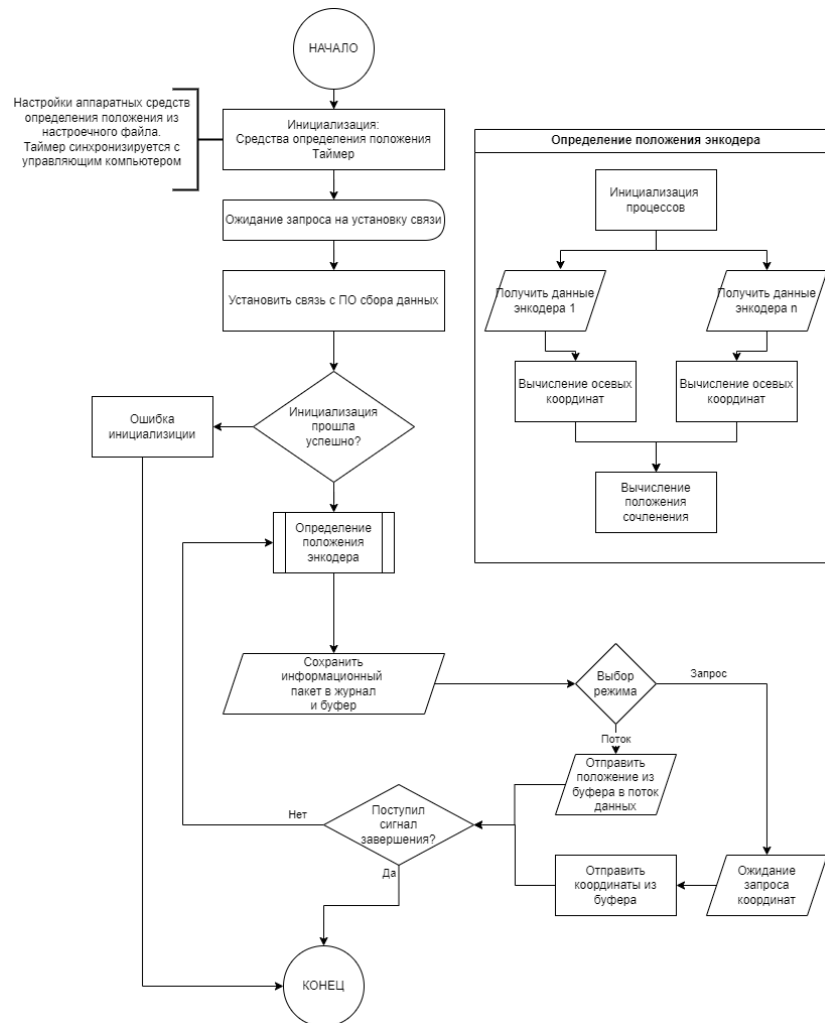
Программный модуль, определяющий положение сочленения, функционирует на одноплатном компьютере, входящем в состав сочленения. Функционирование ПО осуществляется двумя подпрограммами, параллельно функционирующими в разных потоках: подпрограмма определения текущего положения и подпрограмма обмена данными с ПО сбора данных о положении сочленений. Подпрограмма определения текущего положения устанавливает связь с аппаратными средствами определения положения, опрашивает их и интерпретирует показания аппаратных средств определения положения. Аппаратные средства определения положения, протоколы их опроса и правила расчёта хранятся в настроечном файле. Результат вычислений преобразуется в структуру данных, предназначенную для передачи, и передаётся подпрограмме обмена данными. Схема алгоритма работы программного модуля определения положения для сочленения приведена ниже (Рисунок 31).

#### **3.6.1.2 Модуль сбора данных с группы программных модулей сочленений**

Алгоритм работы программного модуля сбора данных с группы программных модулей сочленений (Рисунок 32) состоит из следующих процедур:

1. Процедура загрузки (инициализации) программного модуля
2. Процедура проверки связи с программным модулем сочленения.
3. Процедура создания снимка положений совокупности манипуляционных узлов (сочленений).
4. Процедура расчёта матрицы текущих положений.

## 5. Процедура отправки информации о текущем пространственном положении зажима хирургического инструмента по запросу (в приложение)



**Рисунок 31. Схема алгоритма работы ПО определения положения сочленения**

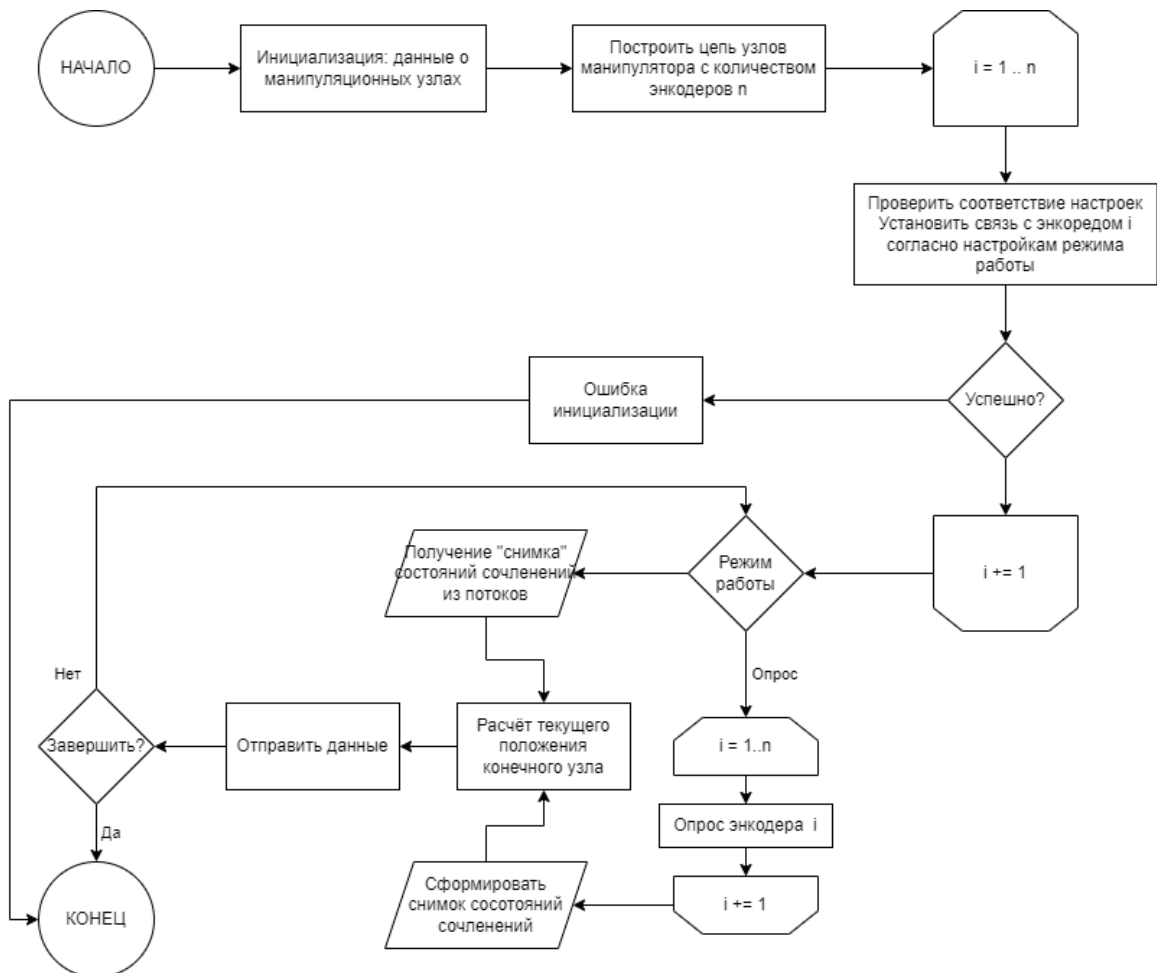
### 3.6.2 Расчёт текущего положения конечного манипуляционного узла.

В целях оптимизации расчётов целесообразно считать, что каждая деталь манипулятора является отдельным узлом с заранее определёнными габаритными характеристиками, а также с допустимыми параметрами по отклонению от имеющихся степеней свободы. Так, пример визуализации, представленный на конструкторской визуализации манипулятора (Рисунок 33) содержит в себе 15 элементов расчёта. Подобный подход позволяет унифицировать программное обеспечение, исключив корреляцию с физической структурой манипулятора. Более того, данный подход даёт возможность применения разработанного программного обеспечения для манипуляторов любой сложности.

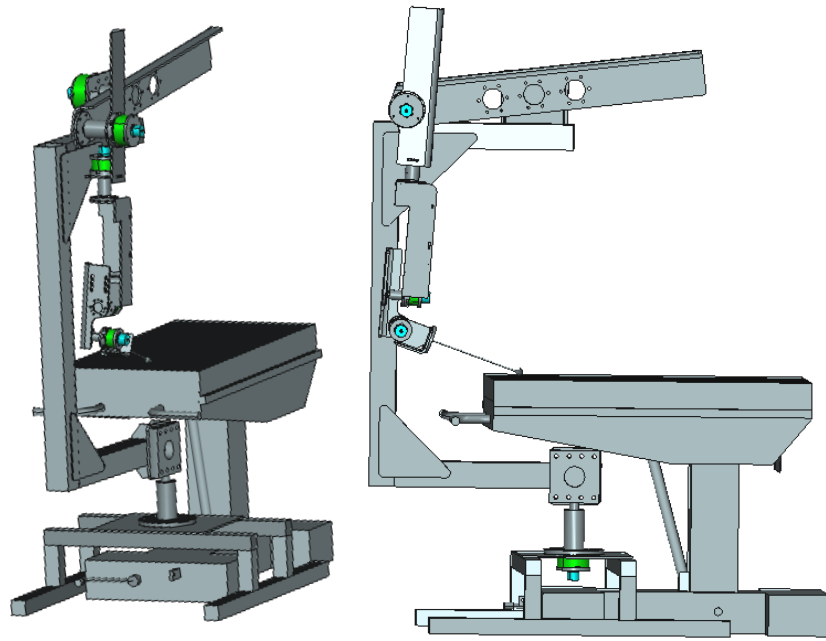
Таким образом, исходные данные для работы алгоритма можно зафиксировать следующим образом:

- Манипуляционная система состоит из  $n$  составных частей.
- Все составные части соединены последовательно.

- Центр вращения (начало) последующего манипуляторного узла совпадает с концом предыдущего.
- Изменение положения «родительской» составной части влечёт за собой одномоментное изменение положения всех «детских» частей.
- Все изменения положения (центр вращения) совпадают с центром начальной точки узла.
- Начальная точка первой составной части манипулятора считается нулевым положением.
- Постоянные параметры на этапе вычислений:
  - последовательность составных частей;
  - габаритные характеристики составных частей.
- Переменные параметры:
  - направление (единичный вектор оси) каждой составной части;
  - угол поворота составной части вокруг своей оси.



**Рисунок 32. Схема алгоритма работы подсистемы сбора данных о положении сочленений**



**Рисунок 33. Пример визуализации хирургического стола с манипулятором  
(конструкторская модель прототипа)**

**Задача:** определить положение конечного сочленения относительно нулевой точки.

Как можно видеть из постановки, математически, решение сводится к задаче суммирования векторов в трёхмерном пространстве. Именно такими векторами могут представлены все части конструкции манипулятора. Таким образом, вся конструкция может быть представлена в виде системы векторов. Поскольку каждый элемент конструкции имеет не более трёх степеней свободы и для каждого элемента конструкции количество степеней свободы и диапазоны движения известны заранее, можно считать, что изменения углов отклонения от осей  $x$ ,  $y$  (при доступности данных степеней свободы) соответствует отклонению штифта сочленения от нулевого (центрального) положения. Изменение угла отклонения по оси  $z$  соответствует повороту составной части манипулятора вокруг своей оси.

При этом угол поворота вокруг своей оси предыдущей составной части манипулятора будет служить поворотной поправкой для направления вектора следующей составной части манипуляционного блока, т. е. вектор следующего манипуляционного блока будет получен в результате умножения вектора направления, полученного от управляющего компьютера на матрицу поворота вида:

$$M(\hat{v}, \theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta + (1 - \cos\theta)x^2 & (1 - \cos\theta)xy - (\sin\theta)z & (1 - \cos\theta)xz + (\sin\theta)y \\ (1 - \cos\theta)yx + (\sin\theta)z & \cos\theta + (1 - \cos\theta)y^2 & (1 - \cos\theta)yz - (\sin\theta)x \\ (1 - \cos\theta)zx - (\sin\theta)y & (1 - \cos\theta)zy + (\sin\theta)x & \cos\theta + (1 - \cos\theta)z^2 \end{pmatrix}, \quad (12)$$

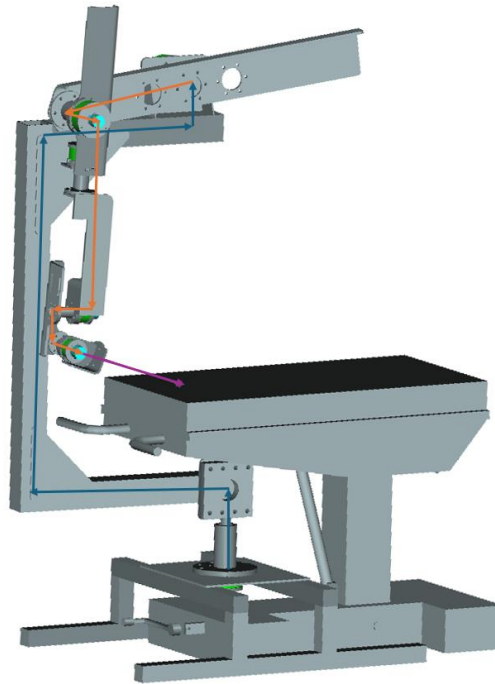
где  $\hat{v} = (x, y, z)$  - нормализованный вектор оси вращения, полученный от ПО управляющего компьютера манипулятора, а  $\theta$  - угол поворота.

Таким образом, в общем виде, вектор  $v_{instr}$ , соответствующий положению хирургического инструмента, зафиксированного зажиме манипулятора относительно  $\hat{v}_0 = (0,0,0)$ , вычисляется согласно формуле:

$$v_{instr} = L_{instr} \sum_{i=1}^n L_i * \hat{v}_i * M(\hat{v}_{i-1}, \theta_{i-1}), \quad (13)$$

где  $L_i$  – размер,  $\hat{v}_i$  – нормализованный вектор оси вращения,  $\theta_i$  – угол поворота каждой составной части манипулятора.  $\theta_0 = 0$ .

Пример визуализации векторов, соответствующих составным частям манипулятора представлен на рисунке ниже (Рисунок 34).



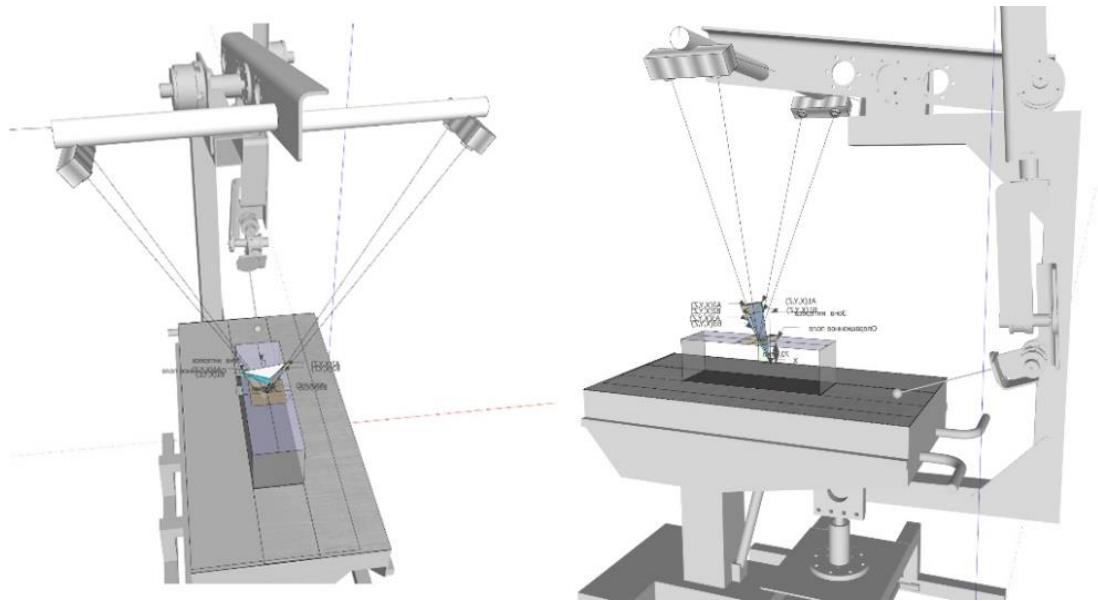
**Рисунок 34. Визуализация манипулятора с векторной моделью**

Таким образом, программные модули определения положения эндоскопа функционируют на основании получения и обработки показаний каждого отдельного аппаратного устройства определения положения, входящего в состав хирургического манипулятора. Подобный подход позволяет унифицировать программное обеспечение, исключив корреляцию с физической структурой манипулятора. Более того, данный подход даёт возможность применения разработанного программного обеспечения для манипуляторов любой сложности.

### **3.6.3 Математическая модель позиционирования хирургических инструментов с применением видеопары**

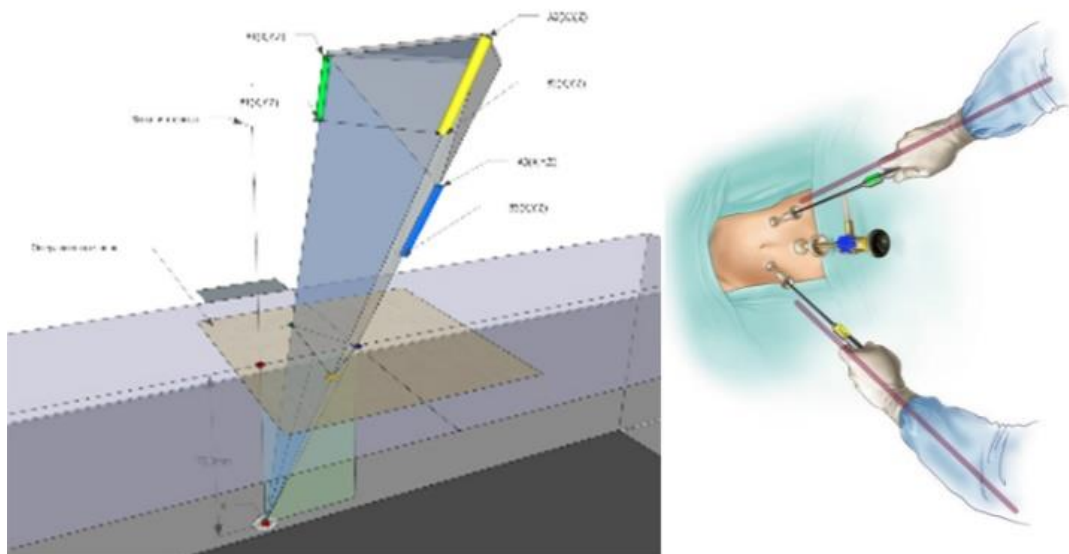
Осуществление физической привязки и получение данных о положении эндоскопа естественным образом приводит к идее развития концепции контроля положения инструмента, которое заключается в дополнении системы контроля положения эндоскопа, находящегося в зажиме манипулятора, дополнительными системами контроля инструментов, которые не имеют

прямой связи с манипулятором, но также находятся в поле интереса. Такой контрольной системой служит подсистема оптического контроля за инструментами, используемыми хирургом. Для этих целей предлагается использовать видеопару (сдвоенную видеокамеру), размещаемую на манипуляторе. С учётом того, что положение каждой части манипулятора может быть определено с необходимой точностью, проработана возможность использования методов машинного зрения для определения положения видимых хирургических инструментов. Вариант реализации такого решения представлен ниже (Рисунок 35).



**Рисунок 35. Система объективизации контроля с добавлением видеопар**

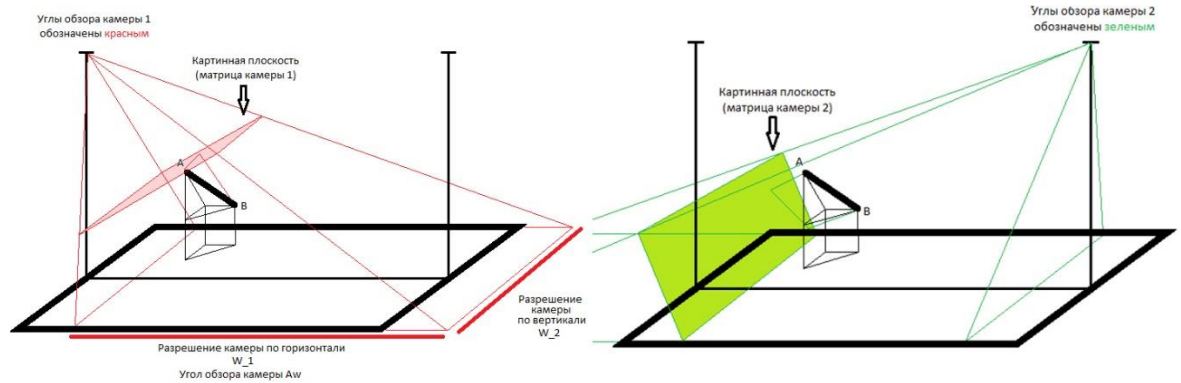
Использование дополнительных средств контроля позволит включить в перечень контролируемых и визуализируемых инструментов. Известное физическое положение позволит отображать эти дополнительные объекты с привязкой к общей трёхмерной сцене, что, в свою очередь, позволит говорить о повышении объективизации контроля за проводимым оперативным вмешательством.





### Рисунок 36. Пример расположения инструментов в операционном поле

Пример расположения инструментов в операционном поле показан на Рисунок 36. Рисунок 37 содержит схему видимости точек А и В в матрицах камер 1 и 2.



### Рисунок 37. Схема видимости точек А и В инструмента в матрицах камер 1 и 2

Примем пиксели камеры как квадратные, а угол обзора камеры как угол в горизонтальной плоскости.

Обозначим номер пикселя, в котором определена точка А:

- для камеры 1:  $A_{W_{C_1}}$  – по горизонтали,  $A_{H_{C_1}}$  – по вертикали;
- для камеры 2:  $A_{W_{C_2}}$  – по горизонтали,  $A_{H_{C_2}}$  – по вертикали.

Обозначим номер пикселя, в котором определена точка В:

- для камеры 1:  $B_{W_{C_1}}$  – по горизонтали,  $B_{H_{C_1}}$  – по вертикали;
- для камеры 2:  $B_{W_{C_2}}$  – по горизонтали,  $B_{H_{C_2}}$  – по вертикали.

Также нам известны конструктивные углы установки камер 1 и 2 относительно стола.

Предположим, что конструктивно возможно добиться установку одной камеры относительно другой ровно по оси X ( $\Psi = 0$ ) и без крена ( $\Gamma = 0$ ), предполагается возможность независимой настройки вертикальных углов установки камер 1 и 2. Это необходимо для регулировки объема отслеживаемой зоны интереса. Обозначим вертикальные углы, соответственно,  $\varphi_{C_1}$  для камеры 1 и  $\varphi_{C_2}$  для камеры 2.

Таким образом, нам известны конструктивные параметры системы Н, L, D, известны номера пикселей по вертикали и по горизонтали для наблюдаемого инструмента с обеих камер:

- Для точки А:  $A_{W_{C_1}}, A_{H_{C_1}}, A_{W_{C_2}}, A_{H_{C_2}}$ .
- Для точки В:  $B_{W_{C_1}}, B_{H_{C_1}}, B_{W_{C_2}}, B_{H_{C_2}}$ .

Известны параметры разрешения матриц камер по горизонтали и вертикали:  $W_C$  и  $H_C$  – соответственно.

Известен оптический угол камеры по горизонтали:  $A_w$ .

Требуется выразить через известные величины координаты точек А и В в системе координат XYZ стола:

- AX, AY, AZ;
- BX, BY, BZ.

Произведя вычисления, получим финальные аналитические формулы для искомых величин – координат в прямоугольной связанной с операционным столом системе координат точек:

$$A = \{A_X, A_Y, A_Z\}, B = \{B_X, B_Y, B_Z\}. \quad (14)$$

Точка А, сокращенный вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} A_X = \frac{L * tg(\alpha_{2_{AXY}}) * tg(\alpha_{1_{AXY}})}{\left(1 + \frac{tg(\alpha_{2_{AXY}})}{tg(\alpha_{1_{AXY}})}\right)}, \\ A_Y = H - \frac{L * tg(\alpha_{2_{AXY}}) * tg(\alpha_{1_{AXY}})}{\left(tg(\alpha_{1_{AXY}}) + tg(\alpha_{2_{AXY}})\right)}, \\ A_Z = D - tg(\beta_{A_{C_1}}) * \sqrt{A_Z^2 + A_X^2} \end{array} \right\}. \quad (15)$$

Точка А, развернутый вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} A_X = \frac{L * tg\left(\varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_2}}\right) * tg\left(\varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_1}}\right)}{\left(1 + \frac{tg\left(\varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_2}}\right)}{tg\left(\varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_1}}\right)}\right)}, \\ A_Y = H - \frac{L * tg\left(\varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_2}}\right) * tg\left(\varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_1}}\right)}{\left(tg\left(\varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_1}}\right) + tg\left(\varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * A_{W_{C_2}}\right)\right)}, \\ A_Z = D - tg\left(\frac{H_C}{2} - A_{pics} * A_{H_{C_1}}\right) * \sqrt{A_Z^2 + A_X^2} \end{array} \right\}. \quad (16)$$

Точка В, сокращенный вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} B_X = \frac{L * tg(\alpha_{2_{BXY}}) * tg(\alpha_{1_{BXY}})}{\left(1 + \frac{tg(\alpha_{2_{BXY}})}{tg(\alpha_{1_{BXY}})}\right)}, \\ B_Y = H - \frac{L * tg(\alpha_{2_{BXY}}) * tg(\alpha_{1_{BXY}})}{\left(tg(\alpha_{1_{BXY}}) + tg(\alpha_{2_{BXY}})\right)}, \\ B_Z = D - tg(\beta_{B_{C_1}}) * \sqrt{B_Z^2 + B_X^2} \end{array} \right\}. \quad (17)$$

Точка В, развернутый вид:

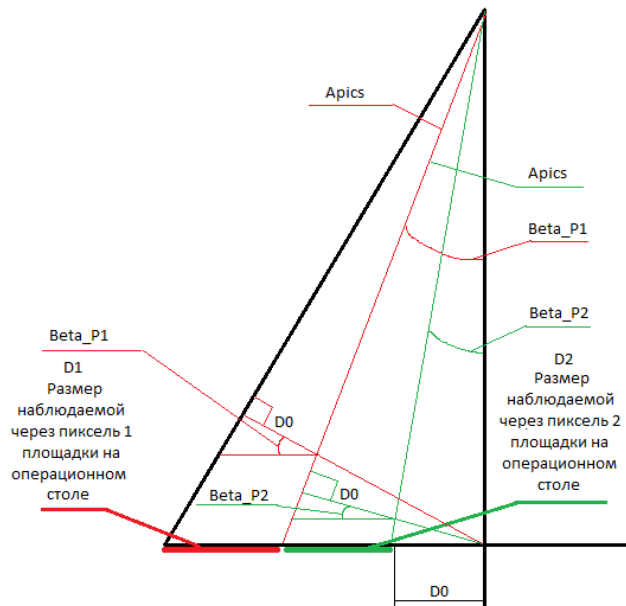
$$\left\{ \begin{array}{l} B_X = \frac{L * \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_2}} \right) * \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_1}} \right)}{\left( 1 + \frac{\operatorname{tg} \left( \varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_2}} \right)}{\operatorname{tg} \left( \varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_1}} \right)} \right)} \\ B_Y = H - \frac{L * \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_2}} \right) * \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_1}} \right)}{\left( \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_1} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_1}} \right) + \operatorname{tg} \left( \varphi_{C_2} + \frac{W_C}{2} - A_{pics} * B_{W_{C_2}} \right) \right)} \\ B_Z = D - \operatorname{tg} \left( \frac{H_C}{2} - A_{pics} * B_{H_{C_1}} \right) * \sqrt{B_Z^2 + B_X^2} \end{array} \right. \quad (18)$$

Выведем аналитическую формулу оценки точности. Оценка будет проводиться для одной камеры, квадратной площадки с заданной стороной А и следующих параметров:

- А – сторона площадки наблюдения;
- В – размер стороны матрицы в пикселях (матрица квадратная);
- Н – высота крепления матрицы.

Для упрощения будем считать, что камера расположена строго вертикально над наблюдаемой площадкой. Для проведения оценки угол расположения матрицы относительно площадки наблюдения не принципиален.

Схема определения размеров наблюдаемых «кусочков» через проекционную плоскость матрицы камеры представлена на рисунке ниже (Рисунок 38).



**Рисунок 38. Определение размеров наблюдаемых объектов**

Обозначения:

- $A_{pics}$  – угловой размер пикселя матрицы камеры.
- $Beta_{P_i}$  ( $\beta_{P_i}$ ) – угол от центра матрицы до одного из лучей угла, под которым происходит наблюдение через пиксель проекционной матрицы на объект.

- $D_i$  – линейные размеры наблюдаемой через этот пиксель проекции чего бы то ни было на проекционную плоскость матрицы камеры.
- $i$  – номер пикселя от центра матрицы к краю.

Заметим, что для  $D_0$  – одна из сторон прямоугольного треугольника, образованного углом  $A_{pics}$  и  $D_0$  будет высота  $H$ . Тогда определим  $D_0$ :

$$tg(A_{pics}) = \frac{D_0}{H} \Rightarrow$$

$$D_0 = tg(A_{pics}) * H.$$

Заметим, что  $D_0$  для всех последующих пикселей будет являться катетом в прямоугольном треугольнике, образованном  $D_0$  и искомой величиной  $D_i$ .

Вычислим  $D_i$ :

$$\beta_{P_i} = A_{pics} * i \Rightarrow$$

$$\cos(\beta_{P_i}) = \frac{D_0}{D_i} \Rightarrow$$

$$D_i = \frac{D_0}{\cos(\beta_{P_i})}.$$

Таким образом достаточно один раз последовательно найти все метрические размеры для каждого пикселя матрицы для заданной высоты  $H$  перед началом работы (мы предполагаем, что во время работы параметры  $H$ ,  $A$ ,  $B$  изменяться не будут).

Обратим внимание, что конечный (крайний) пиксель имеет наибольшую метрическую длину, значит он дает наименьшую точность определения координат в общем случае.

Суммарный угол обзора камеры  $\alpha$  (Alfa) получается из линейных заданных размеров зоны наблюдения.

$$tg\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{A}{2H} \Rightarrow$$

$$\frac{\alpha}{2} = arctg\left(\frac{A}{2H}\right) \Rightarrow$$

$$\alpha = 2 * arctg\left(\frac{A}{2H}\right).$$

Также заметим, что для  $D_N$  (последнего пикселя) угол  $\beta_{P_N} = \frac{\alpha}{2}$ , тогда:

$$D_N = \frac{D_0}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \Rightarrow$$

$$D_N = H * \frac{tg(A_{pics})}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)}.$$

Или, если в текущих обозначениях учесть, что  $A_{pics} = \frac{\alpha}{B}$ :

$$D_N = H * \frac{tg\left(\frac{\alpha}{B}\right)}{\cos\left(\frac{\alpha}{2}\right)} \quad (26)$$

Численная оценка исходя из предполагаемых параметров использования системы:

Выберем некоторые произвольные значения параметров (но сравнимые с предполагаемыми параметрами реальной системы) для проведения оценки:

$A = 0,5$  м – сторона площадки наблюдения.

$B = 1500$  пикс – размер стороны матрицы в пикселях (матрица квадратная).

$H = 2$  м – высота крепления матрицы.

Подставив числовые значения в (26), получим:

$$D_N = 2 * \frac{tg\left(2 * \frac{\arctg\left(\frac{0,5}{1500}\right)}{1500}\right)}{\cos\left(\arctg\left(\frac{0,5}{1500}\right)\right)} \approx 2 * \frac{tg(0,00133 * \arctg(0,125))}{\cos(\arctg(0,125))} \approx 2 * \frac{tg(0,00133 * 0,124)}{\cos(0,124)} \approx \quad (27)$$

$$\approx 2 * \frac{tg(0,00016492)}{0,9923} \approx 0,00033(\text{м})$$

Таким образом самый «неточный» пиксель при заданных параметрах будет иметь линейные размеры на операционном столе примерно 0,00033м, или 0,33 мм.

С учетом погрешности позиционирования (межпиксельный сдвиг точки) на матрице следует брать ошибку равную удвоенному пикселю, т. е. ошибка, которая пойдет на вход математической модели восстановления позиции, будет равна:

$$\Delta pix = 2 * 0,33 (\text{мм}) = 0,66 (\text{мм}) \quad (28)$$

Так как при расчетах никак не учитывались данные о расстоянии между маркерами на инструменте, то это открывает возможности для маркировки различных инструментов через задание разного расстояния между маркерами А и В.

Используя данные о предполагаемой ошибке и включив двойное резервирование для позиционирования маркеров для случая распознавания типа инструмента, можно рассчитать примерное количество распознаваемых системой инструментов. Для одновременно использования нескольких инструментов в поле наблюдения необходимо разделить маркеры А и В по цветовым группам. Например, для 3-х инструментов использовать три пары А и В, таких что:

A1, B1 – зеленые оттенки.

A2, B2 – красные оттенки.

A3, B3 – синие оттенки.

Предел разбиения по цветам будет зависеть от цветовой чувствительности матриц камер. Предварительно, для 8-ми битного цвета можно предположить уверенное определение и различение не менее 3-х инструментов в поле зрения системы.

### **3.7 Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства**

ПО визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства состоит из следующих модулей:

#### **1. Модуль загрузки, проверки и подготовки.**

Как следует из названия, модуль предназначен для загрузки программного обеспечения, проверки конфигурации хирургического комплекса и корректности откликов аппаратного обеспечения, подключённого к управляющему компьютеру хирургического комплекса, установка связи с внешними программно-аппаратными системами - в т.ч. сервером БД и системой хранения данных. В модуле производится инициализация получения потоков аудио- и видеопотоков согласно настройкам. Также в этом модуле реализованы алгоритмы, необходимые для подготовки к хирургическому вмешательству, а именно алгоритмы загрузки переменных трёхмерных данных, алгоритмы предоперационной и интраоперационной калибровок.

#### **2. Модуль записи данных**

Модуль отвечает за сохранение всех настроек, результатов выполнения калибровочных процедур, синхронизированных по времени потоков входящих данных и зарегистрированных системой изменений положения хирургического инструмента. Сигналом к началу записи потоков данных служит запуск процедуры интраоперационной калибровки.

#### **3. Модуль отображения.**

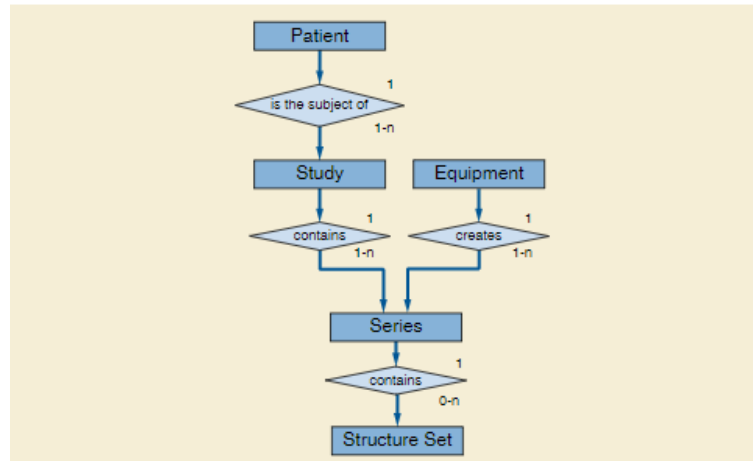
Модуль отвечает за изменение и отображение различных проекций трёхмерной сцены согласно настройкам, командам оператора системы (хирурга/ассистента) и поступающей информации о положении хирургического инструмента. Отображение производится на специализированных мониторах, расположенных в операционной.

#### **3.7.1 Создание трёхмерной модели**

Рассмотрим работу с данными, требующими применения специализированных методов получения, обработки и вычисления.

Работа с программным обеспечением интраоперационного этапа подразумевает, что на этапе планирования операции подготовлены соответствующие материалы, а именно 3D-модель зоны оперативного вмешательства для данного пациента, смоделированная на основе КТ или МРТ пациента. Нужно заметить, что наиболее информативной с точки зрения оператора системы (иначе, оперирующего хирурга или ассистента) будет сегментированная и цветокодированная на этапе подготовки к операции полигональная 3D модель зон интереса (ROI), отображающая только визуализируемые, наиболее значимые и критичные для проведения оперативного вмешательства внутренние структуры организма. Указанная модель может быть построена в режиме телемедицинской консультации удалённым специалистом [32] или в

автоматизированном режиме на основе данных сегментации, выгружаемых в стандартную информационную структуру, предназначенную для хранения данных такого рода. Информационная структура DICOM RT Structure специфицирована в разделе A19 стандарта DICOM ([http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part03/sect\\_A.19.html](http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part03/sect_A.19.html)). ER-модель DICOM RT Structure set - Рисунок 39.



**Рисунок 39. DICOM RT Structure set, ER-диаграмма информационного объекта**

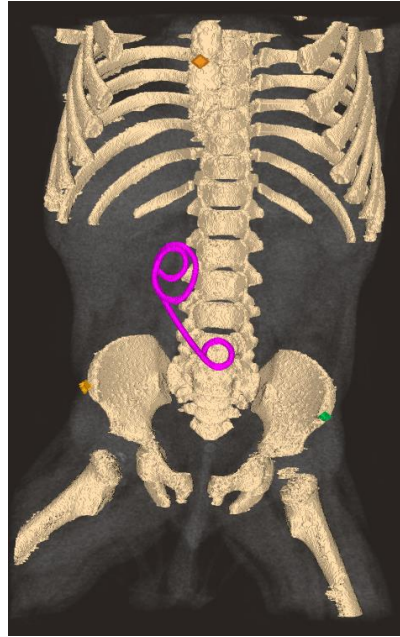
Поскольку набор данных, хранимых в RT Structure set может содержать несколько зон интереса, а также легко может быть совмещён с объёмной реконструкцией родительского DICOM, целесообразно использовать для отображения зон интереса именно этот вариант. Желательно, в сочетании с исходным DICOM – изображением. Пример визуализации изображен на рисунке (Рисунок 40).

### 3.7.2 Формирование виртуальной операционной сцены

Предварительная подготовка к сопряжению моделей стола, конфигурирование составных частей манипулятора и инструментов производится на этапе подготовки к вмешательству. Для нового вмешательства на основании шаблона заполняется линеаризованное дерево «Настройка сцены» (scenetree), куда заносятся данные обо всех трёхмерных моделях, использованных для визуализации. Для построения неодушевлённых составляющих сцены могут быть использованы как стандартные примитивы, так и загружены полигональные трёхмерные модели, сохранённые в стандартных форматах STL, OBJ, VTK и т. д.. Модели могут быть подгружены в систему как из базы данных, так и с диска.

Для каждой модели, использованной для визуализации, могут быть прописаны родительский объект, положение в пространстве (смещение относительно центральной точки родительского объекта, углы поворота по трём осям) по умолчанию, габаритные размеры. Основные данные о модели, ограничения по изменению положения и расположению файла с моделью берутся из информационной сущности «Хирургическое оборудование» (surgeryequipment).

Программная составляющая интраоперационной подсистемы, обеспечивающая совмещение информации для её последующего отображения, представлена программными модулями, осуществляющими процедуры интраоперационной калибровки (совмещения) навигационной информации, относящейся к интраоперационному этапу, и включающей в себя трёхмерные модели зоны оперативного вмешательства и используемого хирургического инструмента, а также видеопоток с используемого эндоскопа (если применимо). Эта информация совмещается воедино, т. е. перенесена в единую систему координат, и в дальнейшем отображается в едином окне.



**Рисунок 40. Пример визуализации ROI "Кость", ROI "Калибровочные точки" с наложением на 3D реконструкцию DICOM (отображение Composite Shade Ramp)**

Для построения интраоперационной системы координат используются данные о положении контролируемого хирургического инструмента, видеопотока от эндоскопа (если применимо), после чего именно в рамках построенной системы координат производится совмещение и отображение совмещённой 3D-модели и информации, получаемой в ходе оперативного вмешательства, согласно настройкам, проведённым до начала операции, а также подчиняясь командам оператора системы (хирурга/ассистента).

### **3.7.3 Отображение виртуальной сцены**

Виртуальная сцена, построенная на предыдущем этапе, должна отображать изменения положения хирургического инструмента относительно пациента. Каждое сочленение виртуальной проекции манипулятора реагирует на изменения показаний датчиков, установленных на реальных сочленениях, и производит отображение этих изменений. Размещение виртуальных камер в разных точках виртуальной сцены позволяет производить



отображение содержимого виртуальной сцены с разных углов зрения, а также применять различные конфигурации режимов отображения трёхмерных объектов.

Отображение совмещения 3D модели пациента, создаваемой на основании радиологического исследования пациента, с пространственной моделью манипулятора с установленным хирургическим инструментом, рассчитываемой в реальном режиме времени на основании заложенных массогабаритных параметров манипулятора и инструмента, может производиться в следующих режимах:

1. Совмещение 3D моделей зоны операционного вмешательства и манипулятора с инструментом.
2. Совмещение 3D-модели зоны операционного вмешательства и потока видео, передаваемого эндоскопом.

Помимо программных модулей совмещения, разработаны программные модули отображения, предназначенные для выбора режима отображения совмещённой интраоперационной информации.

Выделены следующие группы программных компонентов, обеспечивающих совмещение и отображение навигационной информации на интраоперационном этапе:

- программные компоненты, реализующие инструментарий установки связи со специализированным навигационным оборудованием (управляющим компьютером манипулятора) и предоперационной калибровки;
- программные компоненты, реализующие инструментарий интраоперационной калибровки и совмещения 3D моделей;
- программные компоненты отображения навигационной информации на интраоперационном этапе.

#### **3.7.4 Программные компоненты для проверки корректности функционирования оборудования перед началом использования**

Данные программные компоненты служат для проверки корректности функционирования оборудования перед началом использования по назначению. Этапы работы данного программного компонента:

1. Загрузка настроек связи с УК манипулятора.
2. Установка связи с УК манипулятора.
3. Проверка параметров, получаемых от УК манипулятора.
4. Запуск алгоритма предоперационной калибровки.

Алгоритм предоперационной калибровки предназначен для проверки и/или корректировки калибровочных данных, необходимых для корректного совмещения и отображения информации

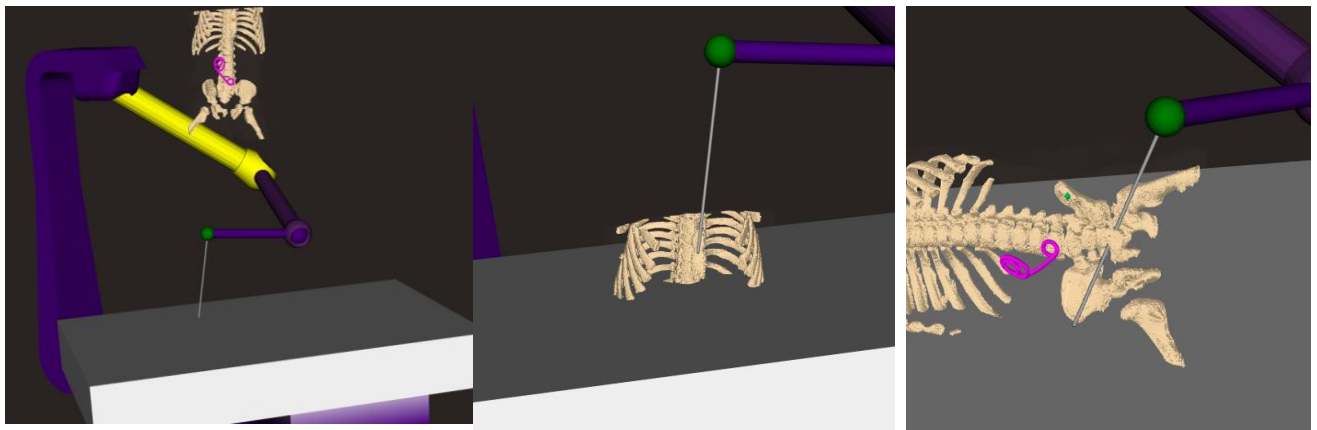
о текущем положении хирургического инструмента относительно хирургического стола. Алгоритм предоперационной калибровки имеет следующую последовательность шагов:

1. Загрузка модели трёхмерного стола.
2. Приведение положения манипулятора трёхмерной модели в соответствие с реальным.
3. Запрос на совмещение хирургического инструмента и калибровочной(ых) точки(ек) на поверхности стола.
4. Проверка на совмещение трёхмерной модели и калибровочной точки на трёхмерной сцене.
5. При необходимости внесение корректирующих поправок в настройки программной составляющей комплекса.
6. Сохранение информации о проведении и результатах предоперационной калибровки в БД.
7. Формирование заключения о возможности продолжения работы системы.

### **3.7.5 Программные компоненты интраоперационной калибровки**

Алгоритм интраоперационной калибровки (привязки трёхмерной модели пациента к сцене) предназначен для сопряжения прототипа (пациента) и его трёхмерной модели в координатах трёхмерной сцены. Последовательность шагов алгоритма:

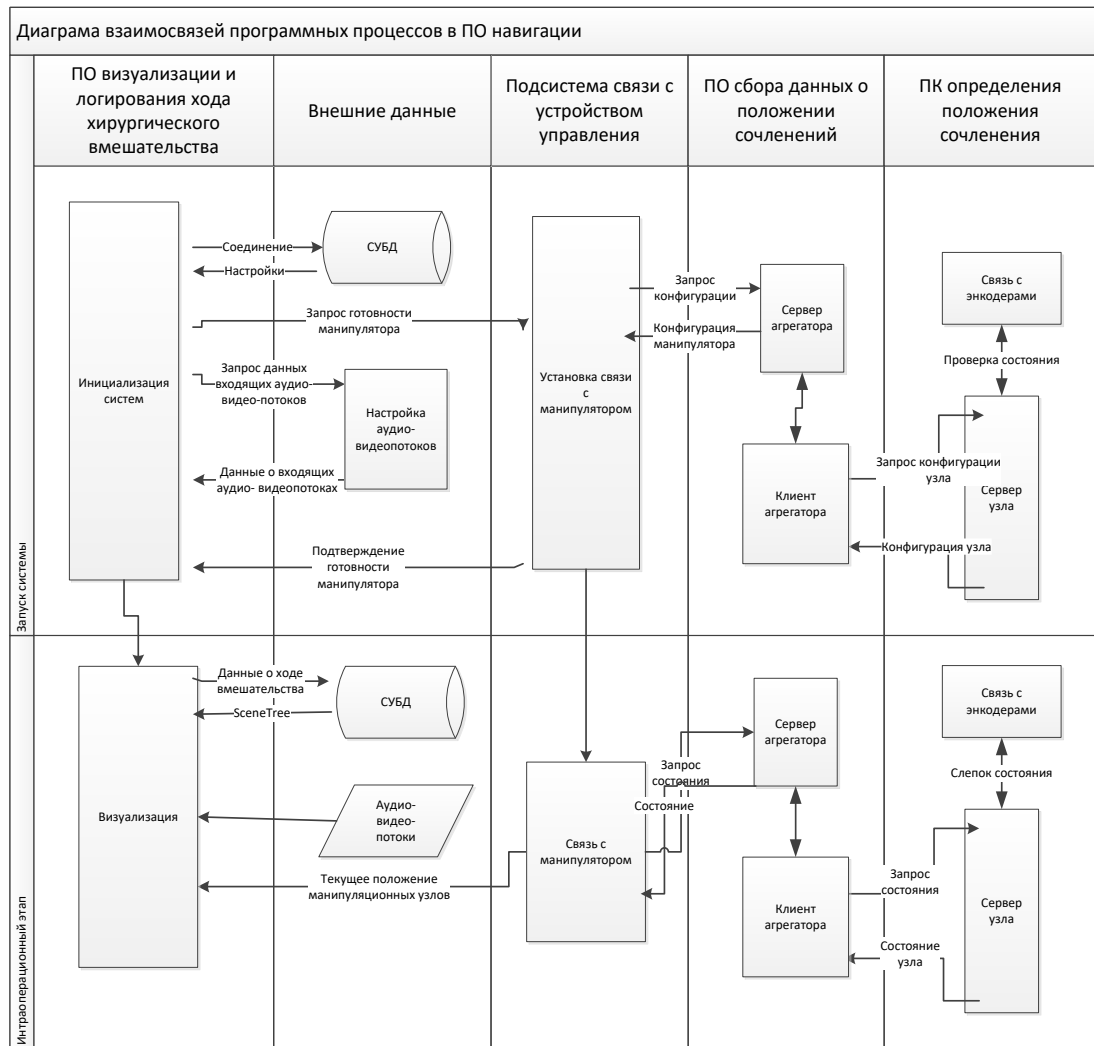
1. Загрузка трёхмерной модели пациента (включая зоны интереса).
2. Выделение среди зон интереса калибровочных точек. (А, В, С).
3. Подсветка первой калибровочной точки на трёхмерной модели. (Рисунок 41 а).
4. Физическое совмещение конца хирургического инструмента, зажатого в манипуляторе и подсвеченной калибровочной точки.
5. Пользовательское подтверждение совмещения. Определение положения конечной точки инструмента  $D_0$ . Сдвиг модели пациента с совмещением точек А и  $D_0$  (Рисунок 41b).
6. Подсветка второй калибровочной точки на трёхмерной модели.
7. Физическое совмещение конца хирургического инструмента, зажатого в манипуляторе и подсвеченной калибровочной точки.
8. Пользовательское подтверждение совмещения. Определение положения конечной точки инструмента  $D_1$ . Поворот модели пациента вокруг точки А для совмещения точек В и  $D_1$ . (Рисунок 41с). Осью вращения выбирается является векторное произведение векторов  $BA \times D_1A$ .
9. Подсветка третьей калибровочной точки на трёхмерной модели.
10. Физическое совмещение конца хирургического инструмента, зажатого в манипуляторе и подсвеченной калибровочной точки.
11. Пользовательское подтверждение совмещения. Определение положения конечной точки инструмента  $D_2$ . Поворот модели пациента вокруг оси вращения точки АВ до совмещения точек С и  $D_2$ .



а. б. в.

**Рисунок 41. Процедура интраоперационной калибровки**

Общая схема взаимодействия программных компонентов подсистемы отображения программного компонента системы объективизации контроля положения хирургического инструмента приведена ниже (Рисунок 42).



**Рисунок 42. Программные компоненты отображения и совмещения 3D моделей зоны оперативного вмешательства и используемого инструмента и предполагаемый оптимальный порядок их применения**

**Выводы по главе 3**

1. Предложенные автором режимы применения системы контроля линейного хирургического инструмента в зависимости от типа хирургического вмешательства позволили построить математическую модель для системы контроля линейного хирургического инструмента при эндоскопическом вмешательстве, позволяющую производить отображение изменения положения эндоскопа и линейного хирургического инструмента относительно анатомических структур пациента на виртуальной трёхмерной сцене.
2. Оценка выполнимости сформулированных автором требований к техническому и аппаратному обеспечению позволяет говорить о практической достижимости построения нового технического средства сбора данных, а именно хирургического манипулятора, позволяющего регистрировать положение хирургического эндоскопа в ходе эндоскопических вмешательств у пациентов неонатального возраста, на выбранных принципах.
3. Дополнение системы устройством видеонаблюдения обеспечивает возможность контроля взаимного положения хирургических линейных инструментов с достаточной для предметной области погрешностью  $\pm 0,33$  мм. Такая погрешность определения положения хирургического инструмента подтверждает возможность практического использования выбранных принципов в решении задач хирургической навигации для данного типа пациента в условиях пространственных ограничений.
4. Разработанные алгоритмы работы программных компонентов отображения и совмещения 3D моделей зоны оперативного вмешательства и используемого хирургического инструмента и предполагаемый порядок их применения обладают свойствами определенности, массовости, завершенности и результативности при решении заданного круга задач.

## 4 Практическая реализация

В главе описываются разработанные в соответствии с предложенными решениями программные и технические средства, приводятся данные о результатах испытаний созданной ИС.

### 4.1 Разработанные программные средства

В рамках настоящей работы разработаны программные средства и компоненты, необходимые для функционирования аппаратно-программного комплекса объективизации контроля за положением хирургического инструмента. Проверка разработанных программных модулей производилась на базе НЦАГиП им Кулакова согласно утверждённой программе и методике испытаний. Программные модули признаны успешно прошедшими испытания. Перечень разработанных программных компонентов, а также краткая характеристика функционального назначения каждого компонента приведены ниже (Таблица 28).

**Таблица 28 – Перечень основных программных компонентов**

№	Название разработанного программного компонента	Назначение разработанного программного компонента
1.	Автоматизированная реконструкция изображений	Создание сегментированной трёхмерной модели зоны хирургического вмешательства для использования на интраоперационном этапе
2	Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства	Агрегация и обработка входящих данных в составе: Трёхмерные модели Аудио- и видеопотоки Информация о состоянии манипулятора и положении хирургического инструмента Управляющие команды от элементов управления системой Визуализация и протоколирование хода хирургического вмешательства
3	Программный компонент определения положения сочленения манипулятора.	Определение положения и направления штифта сочленения манипулятора относительно центральной точки его основы. Передача собранных данных внешнему программному компоненту по требованию
4	Программный компонент сбора данных о положении сочленений	Хранение информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора. Сбор данных с программных компонентов определения положения сочленения манипулятора. Определение положения конечного сочленения манипулятора относительно точки крепления. Выдача собранных и вычисленных данных внешнему программному компоненту по требованию.
5	Подсистема хранения данных	Хранение данных ИС о - данных, загружаемых в систему - ходе проведённых оперативных вмешательств.

## **4.2 Характеристики разработанных программных модулей**

### **4.2.1 Автоматизированная реконструкция изображений**

ПО автоматизированной реконструкции изображений предназначено для подготовки данных, являющихся входящими для разрабатываемой ИС. К указанным данным относятся два пакета графической информации:

1. Серия диагностических изображений пациента в стандарте DICOM.
2. Информация о сегментации серии диагностических изображений с типизированным цветокодированным выделением ключевых анатомических структур организма пациента, к которым могут относиться:
  - 2.1. костные структуры;
  - 2.2. сосуды;
  - 2.3. нервные узлы;
  - 2.4. прочие зоны повышенного внимания.
3. Информация о калибровочных точках, выбранных в ручном или автоматическом режиме для данного пациента. Данные о расположении точек, расстоянии между ними и т. д.
4. Сегментированная информация о зоне хирургического вмешательства, включающая в себя выделенную информацию о локализации очага (ов) поражения.

На данном этапе, ПО автоматизированной реконструкции построено с использованием свёрточной нейронной сети, обученной для сегментации изображений. Программное обеспечение разработано на языке Python с использованием программных модулей и библиотек сторонних разработчиков.

### **4.2.2 Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства**

ПО визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства реализует технологический процесс переработки информации и предназначено для сбора и переработки графической и цифровой информации в целях отображения и хранения. К указанной информации относятся:

1. Информация осведомления:
  - 1.1. Данные об объекте управления (пациенте):
    - 1.1.1. Видеопоток информации с камеры хирургического эндоскопа.
    - 1.1.2. Цифровой поток данных о положении контролируемого хирургического инструмента.
    - 1.1.3. Видеопоток стереопары хирургического многостепенного манипулятора.
  - 1.2. Информация о положении пациента во время вмешательства.
  - 1.3. Прочие аудио- и видеопотоки с внешних видеокамер и микроскопов.
2. Информация переработки:

- 2.1. Визуальная диагностическая информация.
- 2.2. Информация о сегментации.
3. Преобразованная информация:
  - 3.1. Видеоинформация, генерируемая как результат технологического процесса переработки информации.

Мультиплатформенный программный компонент разработан на языке C++ в среде QT с использованием библиотек, предназначенных для обработки графических изображений VTK (Visualization Tool Kit) версии 9.0 [112].

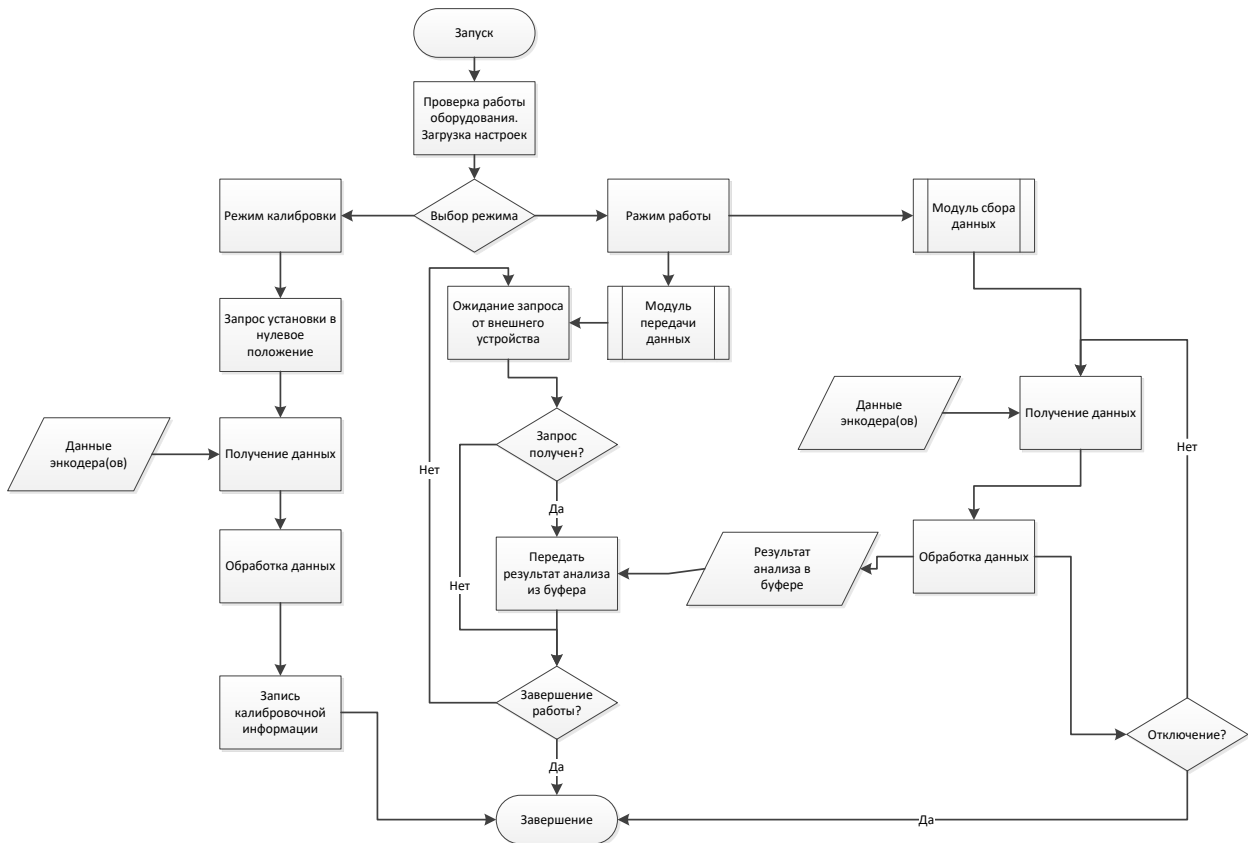
#### **4.2.3 Программный компонент определения положения сочленения**

Программный компонент предназначен генерации информации о текущем положении (а именно, угловых отклонений от нулевого положения) сочленения манипулятора на основе показаний энкодеров, обслуживающих сочленение, а также для передачи полученной информации по запросу. Программный компонент функционирует на одноплатном компьютере, обслуживающем сочленение.

Функционал программного компонента:

1. Загрузка программного компонента.
2. Загрузка настроек программного компонента. Настройки должны содержать данные о подключённых энкодерах, калибровочную информацию, информацию об интерпретации показаний энкодеров и привязке энкодеров к осям вращения.
3. Установка связи с энкодерами, подключёнными к одноплатному компьютеру. Количество энкодеров, которые возможно одновременно подключить к компьютеру – не менее 3.
4. Получение данных от каждого энкодера.
5. Калибровка энкодеров. Сохранение калибровочных данных в настроечном файле.
6. Интерпретация данных энкодера согласно его типу (настройкам). Преобразование данных в информацию об угловых отклонениях.
7. Установка соединения по запросу от внешнего программного компонента.
8. Передача текущих данных по запросу от внешнего программного компонента.

Программный компонент реализован на языке Python. Схема алгоритма работы компонента приведена ниже (Рисунок 43)



**Рисунок 43. Схема алгоритма работы программного компонента определения положения сочленения**

#### 4.2.4 Программный компонент сбора данных о положении сочленений

Функционал программного компонента:

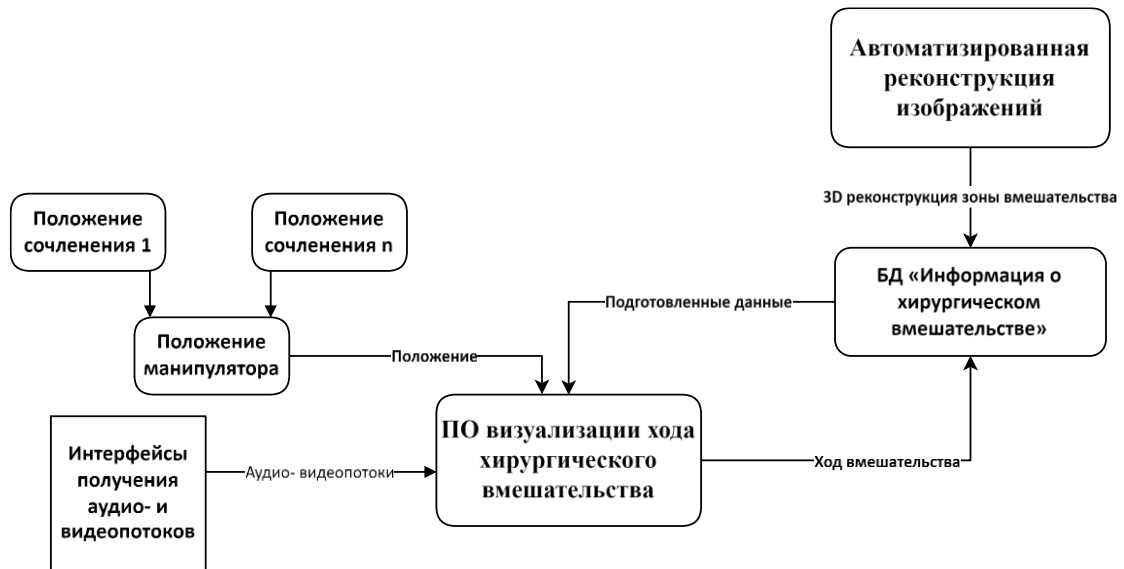
1. Осуществление предварительной настройки манипулятора.
2. Хранение информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора.
3. Установление связи с компонентами манипулятора.
4. Пусковая программная проверка состояния сочленений манипуляторов.
5. Сбор данных с программных компонентов определения положения сочленения манипулятора.
6. Вычисление положения конечного сочленения манипулятора относительно точки крепления.
7. Выдача собранных и вычисленных данных внешнему программному компоненту по требованию.

#### 4.2.5 Подсистема хранения данных

Подсистема предназначена для осуществления хранения структурированных данных ИС об информационных пакетах и потоках данных, получаемых системой и ходе проведения оперативных вмешательств. Программная составляющая системы реализована с использованием СУБД PostgreSQL версии 9.6

Схема обмена данными между программными модулями - Рисунок 44.





**Рисунок 44. Взаимосвязи программных модулей**

### 4.3 Испытания ИС

Местом проведения испытаний стало Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В. И. Кулакова» Министерства здравоохранения Российской Федерации. Для проведения испытаний организован испытательный стенд, представляющий ограниченную модель операционного зала.

#### 4.3.1 Комплекс технических средств ИС

В состав испытательного стенда (Рисунок 45) включен следующий комплекс технических средств:

1. Хирургический мобильный операционный стол – мобильный операционный стол BETASTAR модели 1131.12BO производство «Maquet».
2. Прототип манипулятора хирургического в составе:

##### 2.1. Установочный комплект.

Универсальный установочный комплект представляет из себя металлическую раму, состоящую из двух горизонтальных опор длиной 950 мм, расположенных на расстоянии 640 мм друг от друга и соединенных двумя П-образными металлическими конструкциями высотой 187 мм. В верхней части конструкции расположен металлический прямоугольный лист размером 400 x 350 мм с центральным отверстием диаметром 115 мм и 8 крепежными отверстиями диаметром 11 мм.

##### 2.2. Опору манипулятора, включающую в себя:

- 2.2.1. Несущую конструкцию С-образной формы, выполненной из металлической трубы квадратного сечения со стороной 75 мм. Длина стороны 1–730 мм, стороны 2–1150 мм, стороны 3–630 мм. Соединения сторон усилены металлическими косынками.

- 2.2.2. Строна 1 сопряжена с универсальным установочным комплектом через поворотное сочленение.
- 2.2.3. Поворотное сочленение имеет одну степень свободы. Длина шкива поворотного сочленения составляет 125 мм. Крепление поворотного сочленения к установочному комплекту имеет цилиндрическую форму с внешним диаметром 190 мм, внутренним диаметром 66 мм и высотой 15 мм. В креплении расположено 8 отверстий диаметром 11 мм каждое для соединения с установочным комплектом, и 3 отверстия диаметром 5,5 мм для соединения с электронно-механическим тормозным устройством.
- 2.2.4. Шкив поворотного сочленения оснащен электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер
- 2.2.5. Одноплатный компьютер (FriendlyArm NanoPi Duo).
- 2.2.6. Электронно-механическое тормозное устройство оси вращения с максимальным тормозным усилием не менее 10 Нм.
- 2.2.7. На стороне 3 расположено крепление для плечевого сочленения, выполненное в виде прямоугольной металлической площадки 180 x 196 мм, имеющей центральное отверстие диаметром 65 мм, шесть отверстий диаметром 11 мм, и три отверстия диаметром 6,5 мм для крепления электронно-механического тормозного устройства оси вращения плечевого сочленения.
- 2.3. Плечевое сочленение.
- 2.3.1. Плечевое сочленение имеет одну степень свободы.
- 2.3.2. Длина шкива плечевого сочленения составляет 215 мм.
- 2.3.3. Крепление плечевого сочленения к первому рычагу манипулятора имеет цилиндрическую форму с внешним диаметром 115 мм, внутренним диаметром 62 мм и высотой 10 мм. В креплении расположено 6 отверстий диаметром 11 мм каждое для соединения с первым рычагом манипулятора.
- 2.3.4. Шкив плечевого сочленения оснащен электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.
- 2.3.5. Одноплатный компьютер (FriendlyArm NanoPi Duo).
- 2.3.6. Шкив плечевого сочленения оснащен электронно-механическим тормозным устройством с максимальным тормозным усилием не менее 20 Нм.
- 2.4. Первый рычаг манипулятора:
- 2.4.1. Первый рычаг манипулятора выполнен из алюминиевого листа толщиной 6 мм марки АМг6.М ГОСТ 21631–76.
- 2.4.2. Длина первого рычага манипулятора составляет 1000 мм.

2.4.3. Рычаг манипулятора имеет 4 отверстия диаметром 65 мм и 44 отверстия диаметром 9 мм.

2.4.4. В центральной части первый рычаг манипулятора соединяется с плечевым сочленением.

2.4.5. Конечной частью, имеющей 65 мм отверстие, рычаг сопряжен с локтевым сочленением.

## 2.5. Локтевое сочленение:

2.5.1. Локтевое сочленение имеет 2 степени свободы.

2.5.2. Длина шкива 1 составляет 200 мм.

2.5.3. Вращение вокруг шкива 1 соответствует вращению по оси Y.

2.5.4. Шкив 1 оснащается электронно-механическим тормозным устройством с максимальным тормозным усилием не менее 10 Нм.

2.5.5. Шкив 1 оснащается электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.

2.5.6. Локтевое сочленение оснащено одноплатным компьютером (FriendlyArm NanoPi Duo).

2.5.7. Длина шкива 2 составляет 160 мм.

2.5.8. Вращение вокруг шкива 2 соответствует вращению по оси Z.

2.5.9. Шкив 2 оснащается электронно-механическим тормозным устройством с максимальным тормозным усилием не менее 5 Нм.

2.5.10. Шкив 2 оснащается электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.

2.5.11. Шкив 1 и шкив 2 сопряжены между собой соединительной деталью, выполненной из алюминиевого листа толщиной 6 мм марки АМг6.М ГОСТ 21631–76.

2.5.12. Соединительная деталь имеет длину 650 мм, два отверстия диаметром 65 мм, одно отверстие диаметром 55мм, 18 отверстий диаметром 9 мм, 18 отверстий диаметром 8 мм, 9 отверстий диаметром 5,5 мм.

## 2.6. Второй рычаг манипулятора:

2.6.1. Второй рычаг манипулятора выполнен из алюминиевого листа толщиной 6 мм марки АМг6.М ГОСТ 21631–76.

2.6.2. Длина второго рычага составляет 387,5 мм.

2.6.3. Рычаг имеет одно отверстие диаметром 55 мм, одно отверстие диаметром 35 мм, 12 отверстий диаметром 7 мм.

## 2.7. Кистевое сочленение:

- 2.7.1. Кистевое сочленение имеет три степени свободы с разнесенными центрами вращения.
  - 2.7.2. Длина шкива 1 составляет 128 мм.
  - 2.7.3. Вращение вокруг шкива 1 соответствует вращению по оси X.
  - 2.7.4. Шкив 1 оснащается электронно-механическим тормозным устройством с тормозным усилием 0.5–2 Нм.
  - 2.7.5. Кистевое сочленение оснащено одноплатным компьютером (FriendlyArm NanoPi Duo).
  - 2.7.6. Шкив 1 оснащается электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.
  - 2.7.7. Длина шкива 2 составляет 128 мм.
  - 2.7.8. Вращение вокруг шкива 2 соответствует вращению по оси Y.
  - 2.7.9. Шкив 2 оснащается электронно-механическим тормозным устройством с тормозным усилием 0.5–2 Нм.
  - 2.7.10. Шкив 2 оснащается электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.
  - 2.7.11. Шкив 1 и шкив 2 сопряжены между собой соединительной деталью 1, выполненной из алюминиевого листа толщиной 6 мм марки АМг6.М ГОСТ 21631–76.
  - 2.7.12. Соединительная деталь 1 имеет длину 280 мм, два отверстия диаметром 35 мм, 12 отверстий диаметром 7 мм, 6 отверстий диаметром 5,5 мм, две прорези длиной 60 мм и шириной 9 мм.
  - 2.7.13. Длина шкива 3 составляет 128 мм
  - 2.7.14. Шкив 3 предназначен для установки на него зажима для камеры хирургического эндоскопа.
  - 2.7.15. Вращение вокруг шкива 3 соответствует вращению по оси Z.
  - 2.7.16. Шкив 3 оснащается электронным устройством определения угла поворота типа ЛИР-ДА237Т, передающим показания на одноплатный компьютер.
  - 2.7.17. Шкив 2 и шкив 3 сопряжены между собой соединительной деталью 2, выполненной из алюминиевого листа толщиной 6 мм марки АМг6.М ГОСТ 21631–76.
  - 2.7.18. Соединительная деталь 2 имеет длину 110 мм, одно отверстие диаметром 35 мм, одно отверстие 25 мм, 10 отверстий диаметром 7 мм, 3 отверстия диаметром 5,5 мм.
  - 2.8. Зажим для камеры хирургического эндоскопа предназначен для установки в нем видеоголовки хирургического эндоскопа KARL STORZ Image 1 NX.
3. Оборудование для телетрансляции эндоскопического изображения хирургического вмешательства – система приборов производства KARL STORZ, включающая:

- 3.1. - оптика KARL STORZ HOPKINS®II переднебокового видения 30°, крупноформатная, Ø3,3 мм, длина 250 мм, со встроенным стекловолоконным световодом.
- 3.2. - Видеоголовка KARL STORZ Image 1 NX.
- 3.3. - Блок управления видеокамерой KARL STORZ.
- 3.4. - Монитор Full HD KARL STORZ.
- 3.5. - Устройство фиксации данных KARL STORZ.
4. Вычислительная подсистема АРМ хирурга.
5. Подсистема хранения данных сервера БД.
6. Подсистема управления.



**Рисунок 45 – Испытательный стенд. Тестирование балансировки манипулятора**

#### **4.3.2 Оценка погрешности прототипа хирургического манипулятора**

Линейные размеры составных частей прототипа манипулятора (от центра вращения до центра вращения) приведены в Таблица 29.

**Таблица 29 – Фактические размеры рычагов тестового манипулятора**

<b>№ п/п</b>	<b>Наименование</b>	<b>Оси вращения</b>	<b>Значение (мм)</b>	<b>Общая длина рычага</b>
<b>1</b>	Рычаг 1 (плечевой рычаг манипулятора)	X	395,2	1701,4
<b>2</b>	Рычаг 2 («Локоть» манипулятора)	Y, Z	698,5	1306,2
<b>3</b>	Рычаг 3 («Кисть» манипулятора от X до Y)	X	100,6	607,7
<b>4</b>	Рычаг 3 («Кисть» манипулятора от Y до зажима видеорегистратора)	Y	97,3	507,1
<b>5</b>	Зажим видеорегистратора с камерой Carl Storz Image 1 NX	Z	159,7	409,8
<b>6</b>	Оптика KARL STORZ HOPKINS®II переднебокового видения 30°	-	250,1	250,1

Измерения линейных размеров производились средствами измерения с точностью  $\pm 0,05$  мм.

Абсолютная погрешность позиционирования манипулятора (помимо погрешностей изготовления и люфтов) будет зависеть от точности энкодеров, применённых в каждом из сочленений. Так, для сочленения с 1 степенью свободы при применении поворотных энкодеров с абсолютной погрешностью  $\pm\alpha$  и длиной рычага  $a$  линейная погрешность одного сочленения с осями вращения  $X$  и  $Y$  составит:

$$\Delta a = \pm a * \sin \alpha. \quad (29)$$

Соответственно, оценка сверху совокупной абсолютной линейной погрешности системы из  $n$  сочленений составит:

$$\Delta M = \pm(\sum_{i=1}^n \Delta a_i + \sin \alpha * \sum_{i=1}^n a_i), \quad (30)$$

где  $a_i$  – полная длина рычага,  $\Delta a_i$  – погрешность измерения длины рычага. В тестовом образце первоначально использованы энкодеры, дающие 800 импульсов на оборот, иными словами погрешность этих энкодеров составляла  $\Delta \text{enc} = \pm \frac{360}{1600} = 0,225^\circ$ .

Совокупная абсолютная линейная погрешность для тестового манипулятора (в сборе с тестовыми видеорегистратором и оптикой) с размерами согласно таблице 1 составит:

$$\Delta M \approx \pm(0,05 * 6 + 0,0039 * (1701,4 + 1306,2 + 607,7 + 507,1)) \approx \pm 16,37 \text{ мм}. \quad (31)$$

Такая погрешность была приемлема для проверки работоспособности вычислительной части программного обеспечения. Для полноценных испытаний прибора энкодеры заменены на прецизионные с заявленной точностью  $\pm 30''$  ( $1,45 * 10^{-4}$  рад). Оценка погрешности сверху для прибора с данными энкодерами составила:

$$\Delta M \approx \pm(0,05 * 6 + 1,45 * 10^{-4} * (1701,4 + 1306,2 + 607,7 + 507,1)) \approx \pm 0,361 \text{ (мм)}. \quad (32)$$

Испытаниям подлежали следующие программные модули, включаемые в состав испытываемого прототипа АПК хирургической навигации:

1. Программный модуль «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений».
2. Программный модуль «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора».
3. Программный модуль «Программное обеспечение для сбора данных о положении сочленений».
4. Программный модуль «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства».

В рамках испытаний производилась проверка соответствия разработанных программных модулей основным функциональным требованиям и уточнение технических требований, подлежащих включению в Техническое Задание на разработку информационной системы объективизации интраоперационного контроля положения хирургических инструментов.

### 4.3.3 Испытания программных модулей

#### 4.3.3.1 Программный модуль «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений».

Испытания программного модуля осуществлялись в один этап, с 01 июля 2018 года по 13 июля 2018 года.

Продолжительность испытаний программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»: 2 недели.

При проведении испытаний выполняется проверка следующего функционала программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»:

1. Импорт серий изображений в формате DICOM.
2. Построение трехмерной модели.
3. Сегментация зоны интереса.
4. Цветокодирование зоны интереса.
5. Экспорт трехмерной модели.

Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений» представлены в таблице (Таблица 30).

**Таблица 30 – Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики
1	Проверка импорта серий изображений в формате DICOM	Возможность выбора в качестве источника серий изображений в формате DICOM файловой системы АРМ хирурга
		Возможность выбора в качестве источника серий изображений в формате DICOM переносного устройства хранения информации
		Возможность импорта серий изображений в формате DICOM модальности «Компьютерная томография»
		Возможность импорта серий изображений в формате DICOM модальности «Магнитно-резонансная томография»
2	Проверка построения трехмерной модели из импортированной серии изображений в формате DICOM	Создание трехмерной модели на основе импортированной серии изображений формата DICOM
3	Проверка сегментирования зоны интереса	Полуавтоматическая сегментация зон интереса

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики
4	Проверка цветокодирования зоны интереса	Управление цветом сегментированной зоны интереса
5		Управление уровнем прозрачности зоны интереса
6	Проверка экспорта трехмерной модели	Возможность передачи трехмерной модели внешнему программному модулю по запросу

Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений» представлены в таблице (Таблица 31).

**Таблица 31 – Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1	Проверка импорта серий изображений в формате DICOM	Максимальное возможное число импортируемых изображений в 1 серии, не менее	1000
2	Проверка построения трехмерной модели из импортированной серии изображений в формате DICOM	Минимальное достаточное число изображений в серии, на основе которой строится трехмерная модель, не более	30
3	Проверка сегментирования зоны интереса	Время выполнения полуавтоматической сегментации одной зоны интереса, не более, секунд	30
4		Максимальное число зон интереса на одном реконструированном изображении, не менее	5
5	Проверка цветокодирования зоны интереса	Время выполнения цветокодирования одной зоны интереса, не более, секунд	10
6		Число вариантов цветового кодирования зоны интереса, не менее	7

#### **4.3.3.2 Программный модуль «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора»**

Испытания программного модуля осуществляются в один этап, с 16 июля 2018 года по 27 июля 2018 года.

Продолжительность испытаний программного модуля «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора»: 2 недели.

При проведении испытаний выполнялась проверка определение положения (состояния) сочленения манипулятора. Качественные характеристики, подлежащие оценке приведены в таблице (Таблица 32).



Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора» представлены в таблице (Таблица 33).

**Таблица 32 – Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка определения положения (состояния) сочленения манипулятора	Считывание положения (состояния) энкодера	Наличие
		Передача полученной информации во внешние программные модули по запросу	Наличие

**Таблица 33 – Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение определения положения сочленения манипулятора»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка определения положения (состояния) сочленения манипулятора	Число энкодеров, с которыми одновременно может осуществляться взаимодействие, не менее	3
		Время между запросом от внешнего программного модуля и передачей информации о положении энкодера, не более, секунд	0,01

#### **4.3.3.3 Программный модуль «Программное обеспечение для сбора данных о положении сочленений»**

Испытания программного модуля осуществляются за один этап, с 16 июля 2018 года по 27 июля 2018 года.

Продолжительность испытаний программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»: 2 недели.

При проведении испытаний выполняется проверка следующего функционала программного модуля «Программное обеспечение для сбора данных о положении сочленений»:

1. Хранение информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора.
2. Сбор данных с программных модулей определения положения сочленения манипулятора.
3. Определение положения конечного сочленения манипулятора относительно точки крепления хирургического инструмента.
4. Выдача собранных и вычисленных данных внешнему программному компоненту по требованию.

Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение для сбора данных о положении сочленений» представлены в таблице (Таблица 34).

**Таблица 34 – Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение для сбора данных о положении сочленений»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка хранения информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора	Хранение информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора	Наличие
2.	Проверка сбора данных с программных модулей определения положения сочленения манипулятора	Опрос всех подключенных энкодеров	Наличие
		Выдача информации о готовности / неготовности	Наличие
		Информация об ошибках (если присутствуют)	Наличие
3.	Проверка определения положения конечного сочленения манипулятора относительно точки крепления хирургического инструмента	Определение положения конечного сочленения манипулятора относительно точки крепления хирургического инструмента	Наличие
4.	Проверка выдачи собранных и вычисленных данных внешнему программному компоненту по требованию	Выдача собранных и вычисленных данных по запросу внешнего программного обеспечения	Наличие

Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение сбора данных о положении сочленений» представлены в таблице (Таблица 35).

**Таблица 35 – Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение сбора данных о положении сочленений»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка хранения информации о настройках и параметрах каждого сочленения манипулятора	Время выполнения проверки, не более, секунд	5
2.	Проверка сбора данных с программных модулей определения положения сочленения манипулятора	Максимальное возможное число опрашиваемых одновременно программных модулей сочленений, не менее	4
3.	Проверка определения положения конечного сочленения манипулятора	Время расчета конечного положения сочленения манипулятора относительно точки крепления	0,5

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
	относительно точки крепления хирургического инструмента	хирургического инструмента, не более, секунд	
4.	Проверка выдачи собранных и вычисленных данных внешнему программному компоненту по требованию	Время между запросом от внешнего программного модуля и передачей информации, не более, секунд	0,5

#### **4.3.3.4 Программный модуль «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства»**

Испытания программного модуля осуществляются за один этап, с 30 июля 2018 года по 10 августа 2018 года.

Продолжительность испытаний программного модуля «Программное обеспечение автоматизированной реконструкции изображений»: 2 недели.

При проведении испытаний выполняется проверка следующего функционала программного модуля «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического вмешательства»:

1. Создание виртуальной сцены операционного поля.
2. Выполнение предоперационной калибровки.
3. Выполнение интраоперационной калибровки.
4. Отображение результатов совмещения в режиме «от инструмента».

Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического лечения» представлены в таблице (Таблица 36).

**Таблица 36 – Оцениваемые качественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического лечения»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка создания виртуальной сцены операционного поля	Трехмерная модель зоны оперативного вмешательства	Наличие
		Модель операционного стола	Наличие
		Модель хирургического инструмента	Наличие
		Модель хирургического манипулятора	Наличие
2.	Проверка выполнения предоперационной калибровки	Возможность выполнения предоперационной калибровки	Наличие

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
3.	Проверка выполнения интраоперационной калибровки	Выполнение интраоперационной калибровки	Наличие
4.	Проверка отображения результатов совмещения	Вывод программным обеспечением результатов совмещения в режиме «от наблюдателя» (вид со стороны)	Наличие
		Вывод программным обеспечением результатов совмещения в режиме «от инструмента» (виртуальный эндоскоп)	Наличие
		Вывод программным обеспечением результатов совмещения в режиме «картинка в картинке» (виртуальный эндоскоп + вид со стороны)	Наличие

Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического лечения» представлены в таблице (Таблица 37).

**Таблица 37 – Оцениваемые количественные характеристики программного модуля «Программное обеспечение визуализации и протоколирования хода хирургического лечения»**

№ п/п	Проверка	Оцениваемые характеристики	Требования
1.	Проверка создания виртуальной сцены операционного поля	Время создания виртуальной сцены, не более, секунд	15
2.	Проверка выполнения предоперационной калибровки	Число точек калибровки, не более	4
3.	Проверка выполнения интраоперационной калибровки	Время интраоперационной калибровки, не более, секунд	1
4.	Проверка отображения результатов совмещения	Точность совмещения в режиме «виртуальный эндоскоп», %, не менее	95

По результатам проверочных испытаний прототипа информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии и объективизации интраоперационного контроля положения хирургических инструментов, применяемых в эндоскопической неонатальной хирургии, на основе многосуставного манипулятора, а также с учётом разработанных решений, информационных и технологических процессов, установлено, что принцип электромеханической обратной связи, положенный в основу функционирования разработанного технического средства сбора данных (многосуставного манипулятора),

позволяют реализовать информационную систему в соответствии с ограничениями, налагаемыми ПрО разработки [14], а именно:

- точность позиционирования: малые размеры операционного поля требуют определения положения инструмента с высокой точностью;
- помехоустойчивость: стационарные учреждения здравоохранения, оказывающие высокотехнологичную медицинскую помощь оснащены оборудованием, создающим сильные электромагнитные помехи, которые могут приводить к значительному снижению точности позиционирования;
- отсутствие дополнительной лучевой нагрузки на пациента;
- безмаркерное использование;
- применимость в условиях перекрытия поля зрения.

По результатам проверочных испытаний разработано техническое задание на разработку полнофункциональной версии информационной системы.

В техническом задании описаны назначение и цели создания (развития) системы, дана характеристика объекта автоматизации сформулированы требования к создаваемой системе в целом, требования к структуре, взаимодействию между компонентами системы, взаимодействию с внешними системами, режимам функционирования, диагностированию, надёжности, показателям назначения, эргономике и технической эстетике, защите информации, к защите от влияния внешних воздействий, патентной чистоте, стандартизации и унификации, документированию.

Также сформулированы и формализованы требования к решаемым задачам и функциям, реализуемым различными компонентами информационной системы, требования к видам обеспечения. Описаны требования к этапности создания, приемке, подготовке к эксплуатации и эксплуатации системы.

Полный текст Технического Задания на разработку информационной системы приведен в заключительном Отчёте по ПНИЭР «Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде», выполненных в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы», соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162.

#### **4.4 Результаты патентного поиска**

В ходе проведения патентного исследования по теме поиска «Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде», за

основу которых взят регламент поиска, соответствующий основной задаче. Обработан информационный массив в объёме свыше 5000 единиц патентной документации. При анализе отобрано 20 патентных документов, в той или иной мере касающихся объекта исследования, с разной степенью релевантности.

В процессе проведения патентного исследования определена область поиска по Международной патентной классификации: А61В1/05; А61В1/07; А61В5/00; А61В5/01; А61В5/055; А61В5/06; А61В5/11; А61В5/107; А61В6/00; А61В6/03; А61В6/12; А61В8/00; А61В8/08; А61В8/12; А61В17/00; А61В17/16; А61В17/17; А61В17/34; А61В19/00; А61В34/00; А61В34/10; А61В34/20; А61В90/00; А61В90/10; А61F2/44; А61М25/02; А61N1/05; В82В1/00; С09К11/77; G01R33/28; G01R33/48; G01R33/565; G06F19/00; G01N33/543; G06Т7/00; H04N7/18.

Анализ обнаруженных источников показал следующее:

1. Найденные источники соответствуют объекту исследований и показывают текущий уровень и развитие науки и техники по тематике поиска.
2. В рамках регламента поиска охранных документов на объекты интеллектуальной собственности, применяемые в хирургическом лечении врожденных пороков развития в неонатальном периоде, обнаружить не удалось.
3. Обнаруженные патентные документы демонстрируют наиболее частую защиту интеллектуальных прав на системы и устройства интраоперационной навигации, разработанные для решения конкретных клинических задач в строго ограниченной области применения, например, в нейрохирургии и ортопедии, и не имеют практической ценности за ее пределами.
4. Наиболее частым способом достижения интраоперационной навигации инструментов является стереотаксический комплекс.
5. Наиболее близкие к составным частям объекта настоящего исследования решения изложены в Государственных регистрационных документах программного обеспечения RU 2013618157 и RU 2015618184 и Государственных патентах Российской Федерации RU 145797 и RU 2353324.
6. Обнаруженные патенты относятся к периоду 2009–2016 гг.. Тем самым выполнение подробного анализа динамики патентования не даст дополнительных сведений о тенденциях развития объекта исследований.
7. Большинство обнаруженных патентов зарегистрировано в США — традиционном лидере по разработке и внедрению инноваций в биомедицинской сфере.

Таким образом, в результате сопоставительного анализа отобранных патентных документов и разрабатываемого технического решения не установлено тождество признаков в сравниваемых объектах, таким образом разрабатываемое техническое решение отличается от

известных из уровня техники. Следовательно, объекты настоящего исследования соответствуют критерию «новизна».

На основании результатов патентного поиска была составлена заявка на регистрацию полезной модели «Манипулятор хирургический для определения положения эндоскопа и его фиксации в заданном положении при проведении оперативных вмешательств при врожденных пороках развития лёгких и почек в неонатальном периоде». Подача заявки отложена ЛПР.

#### **Выводы по главе 4**

В результате проведённого исследования был разработан прототип технического средства сбора информации и информационная система, функционирующая совместно с указанным прототипом. Проведённые испытания показали:

1. Принцип работы манипулятора и его технические возможности отвечают всем требованиям и ограничениям, налагаемым на техническое обеспечение этого класса, таким как точность позиционирования, помехоустойчивость, отсутствие дополнительной лучевой нагрузки на пациента, безмаркерное использование, применимость в условиях перекрытия поля зрения.
2. Программные модули, вошедшие в состав информационной системы, функционируют в соответствии с заявленными эксплуатационными характеристиками, что подтверждено результатами испытаний.
3. Испытания информационной системы в целом подтверждают реализуемость и применимость систем контроля положения хирургического инструмента при проведении хирургических вмешательств при врождённых пороках развития лёгких у пациентов неонатального возраста методами эндоскопической хирургии.
4. Система обеспечивает непрерывную информационную поддержку процесса оказания медицинской помощи неонатальному пациенту методами эндоскопической хирургии, а также корректную запись производимых субъектом управления манипуляций.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках выполнения диссертационного исследования получены следующие результаты исследования:

1. Разработан метод подготовки графических диагностических данных. Информационные процессы подготовки и проведения хирургического вмешательства оптимизированы с учётом внедрения данного метода подготовки графических данных в практику подготовки к хирургическому вмешательству. Построены информационно-логические модели процессов подготовки и проведения хирургического вмешательства в эндоскопической неонатальной хирургии, включающие в себя регламентацию и стандартизацию сегментации диагностических изображений детей неонатального возраста с врождёнными пороками развития лёгких и мочевыводящих путей. Результатом оптимизации процессов оказания медицинской помощи пациентам неонатального возраста с врождёнными пороками развития лёгких и почек стало статистически достоверное сокращение времени проведения вмешательства.
2. Разработана математическая модель объективизации интраоперационного контроля положения линейного хирургического инструмента с использованием технических средств сбора информации (многостепенного манипулятора, оснащённого дополнительными средствами визуального контроля), и произведена математическая оценка точности отслеживания хирургического инструмента. Применение построенной математической модели позволило реализовать программное обеспечение, пригодное для решения задачи объективизации информационного сопровождения хирургических вмешательств с использованием многостепенных манипуляторов с любым числом степеней свободы.
3. Реализована модель данных информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии, построенная на основании информационно-логической модели процесса подготовки и проведения вмешательства и математической модели объективизации интраоперационного контроля.
4. Разработана информационная система управления эндоскопическим вмешательством, использующая новые технические средства сбора информации (многостепенный манипулятор со средствами визуального контроля), сконструированные и произведённые на основе функциональных требований, сформулированных на этапе моделирования информационно-логических процессов. Информационная система реализует процессы, описанные на этапе моделирования. Информационная система управления эндоскопическим вмешательством доказала применимость систем хирургической навигации при проведении хирургических вмешательств при врождённых пороках развития лёгких и мочевыводящих путей у пациентов неонатального возраста методами эндоскопической хирургии.



## Внедрение

Разработанное программное обеспечение «Прототип информационной системы управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии» в настоящее время проходит процедуру государственной регистрации в качестве программы для электронных вычислительных машин в Реестре программ для ЭВМ Роспатента. Указанное программное обеспечение и метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких, разработанный на этапе определения порядка и методик подготовки диагностических данных в настоящее время применяются в учебном процессе на кафедре информационных и интернет-технологий ФГАОУ ВО Первый ММУ имени И. М. Сеченова (Сеченовский Университет). Акт о внедрении содержится в Приложении 2.

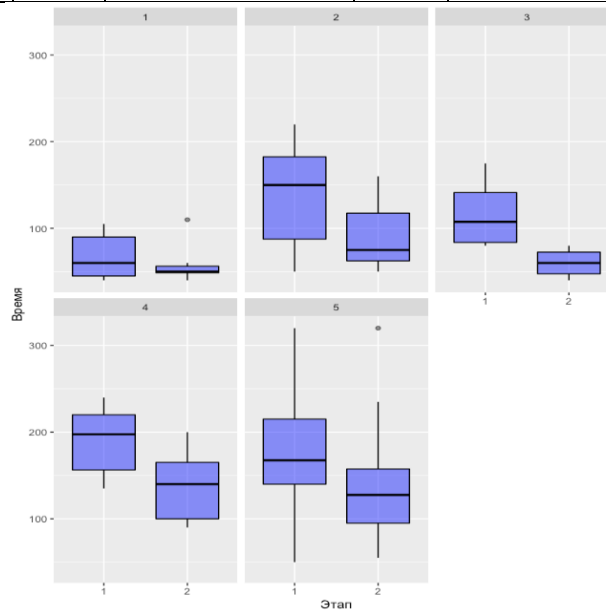
В НЦАГиП им В. И. Кулакова внедрён и применяется метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких, разработанный на этапе определения порядка и методик подготовки диагностических данных в процессе подготовки к оперативному вмешательству по ряду патологий. Результатом внедрения метода разметки регламентов стало существенное сокращение среднего времени оперативного вмешательства по ряду операций [48]. Акт о внедрении содержится в Приложении 1.

Проведен сравнительный анализ средней длительности основных типов операций при пороках развития легкого (Таблица 38), а также анатомические особенности, предопределяющие технические трудности и интраоперационные осложнения у пациентов до внедрения предоперационной системы анализа данных (I этап) и после него (II этап). Для оценки значимости различий между средними значениями длительности операций в группе применялся тест Вилкоксона-Манна-Уитни (Рисунок 46).

**Таблица 38 – Сравнение длительности операций при врожденных пороках развития в зависимости от внедрения системы предоперационного анализа диагностических изображений**

№ п/п	Тип хирургического вмешательства	I этап	Средняя длительность операции I этап (минуты)	II этап	Средняя длительность операции II этап (минуты)	Разность средних, минуты	p-value
1	Удаление экстралобарной БС	9	67,22±26,71	8	57,5±22,04	9,72	0.846
2	Удаление экстралобарной БС внеплевральной локализации	11	137,73±61,37	3	95±57,66	42,73	0.348
3	Удаление интралобарной БС	4	117,5± 44,44	4	60±18,26	57,50	0.042

<b>4</b>	Перевязка аномального сосуда/сосудов и лобэктомия при интралобарной БС и комбинации БС с КАМЛ	9	215± 82,16	13	138,47±40,38	76,53	0.008
<b>5</b>	Лобэктомия при КАМЛ	25	195,5±100,5	34	131±52	63	0.001



**Рисунок 46. Оценка значимости различий между средними значениями длительности операций в группах согласно тесту Вилкоксона-Манна-Уитни. 1–5. Типы хирургических операций в соответствии с таблицей 33**

Из представленных выше данных (Таблица 38 и Рисунок 46) следует, что сокращение средней длительности операции наблюдали при всех типах операций, однако в операциях удаления экстралобарных секвестров легкого (операции 1 и 2) временная разница по сравнению с дисперсией в группах была невелика, поэтому различия в средних оказались незначимы. При удалении интралобарных БЛС и операциях, сопряженных с лобэктомией, различия, напротив, явились значимыми в связи с большей разницей средних и меньшей дисперсией. Это объясняется тем, что экстралобарные БЛС при любой локализации не имеют связи с легким, питающие сосуды в большинстве случаев доступны осмотру и длительность вмешательства определяется количеством питающих сосудов и анатомическим вариантом их расположения. Длительность же операций, сопряженных с разделением патологической и здоровой ткани легкого, а также лобэктомии, обусловлена различными особенностями анатомии порочного легкого, среди которых следует отметить плотное сращение патологической ткани со здоровой легочной тканью других долей легкого, аномальное неполное разделение легочных долей, отсутствие доступа к крупным сосудам пораженной доли легкого и наличие дополнительных аномальных питающих

сосудов системы малого круга кровообращения. В связи с этими особенностями среди пациентов ретроспективной группы в одном случае потребовалась установка дополнительного торакопорта для удержания патологической доли легкого, в одном случае выполнена конверсия в связи с выраженной кровоточивостью.

### **Перспективы дальнейшей разработки темы**

Разработка аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде может быть продолжена в самых разных направлениях. Результаты, полученные в ходе работы, могут получить своё развитие не только в неонатологии. В настоящее время поступают запросы о расширении функционала комплекса на военно-полевую хирургию (в частности, лапароскопические вмешательства в области суставов), челюстно-лицевую хирургию и гинекологию. Каждая из этих областей по-своему интересна, безусловно важна и востребована.

Журналирование хода хирургических вмешательств, которое будет выполняться по мере внедрения данной разработки в практику и накопление знаний о приёмах и методах специфических вмешательств, позволит, в том числе, провести обучение системы поддержки принятия врачебных решений в области планирования хирургических вмешательств и предоставить возможность получения удалённых медицинских консультаций и построения тренажеров для обучения студентов и/или повышения квалификации профильных специалистов. В дальнейшем, можно будет говорить о построении на базе данной разработки систем проведения хирургических вмешательств с использованием подходов машинного обучения и переходе от концепции, CAS (computer-assisted surgery), т. е. хирургические операции с компьютерной поддержкой, к концепции RAS (robot-assisted surgery), или роботизированные хирургические вмешательства.

При этом необходимо понимать, что полноценное применение системы объективизации контроля положения хирургического инструмента, реализуемое с учётом специфики операционного поля, не имеющего жёсткого каркаса, невозможно без постоянного отслеживания изменений факторов окружающей среды, в которой функционирует система. В данном случае, такой средой является пациент и естественные изменения взаимного расположения внутренних органов, зависящие от ряда факторов, таких как укладка пациента, дыхание, сердцебиение, манипуляции хирурга, изменения режимов работы системы жизнеобеспечения и прочих. Реализация данного функционала требует тщательнейшей разработки математической модели такого рода изменений, учитывающей различные биомеханические факторы и индивидуальные показатели пациента. Разработка данной математической модели позволит существенно расширить область применения такого класса устройств и, повысить качество регистрируемых данных и существенно сократить время хирургических вмешательств.

Широкое распространение различных систем дополненной реальности, которое явилось следствием миниатюризации, позволяет применить эти системы этого класса к задаче объективизации контроля хирургических вмешательств – в том числе и проводимых у пациентов неонатального возраста. В настоящее время прорабатывается возможность развития системы хирургической навигации путём дополнения системы контроля положения инструмента профилированной индивидуальной системой дополненной реальности. Система дополненной реальности может быть профилирована в зависимости роли члена хирургической бригады. Она должна позволять вывести на индивидуальные 3D-очки каждого члена хирургической бригады информацию, касающуюся хода хирургического вмешательства в соответствии со спецификой функционала каждого члена бригады. Положительный эффект от разработки и внедрения системы дополненной реальности в практику проведения хирургического вмешательства невозможно переоценить. Система позволит оптимизировать процесс оказания медицинской помощи на уровне взаимодействия хирургической бригады, внедрить предиктивные системы для каждого члена бригады, позволит каждому члену хирургической бригады оперативно отслеживать параметры, важные для выполнения своих функций.

Замена тормозных устройств, которыми оснащены в настоящее время оси манипулятора, на соответствующие по характеристикам приводы позволит управлять движением эндоскопа в автоматизированном режиме, что в свою очередь снизит нагрузку на ассистента и сможет высвободить его для прочих экстренных задач. Само управление многозвенным манипулятором – задача в достаточной степени проработанная и решение обратной задачи кинематики в настоящее время – стандартная задача, которая может быть решена с использованием различных подходов, в том числе и методами машинного обучения. Тем не менее, для реализации такой функции необходимо очень чётко продумать и проработать эргономику решения, которая позволила бы оперирующему хирургу осуществлять управление приводами без оказания негативного влияния на прочий выполняемый хирургом функционал. Это возможно, например, в случае реализации нейромышечного интерфейсного модуля, который позволит осуществлять управление комплексом на основе поверхностной электромиографии.

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

1.	АПК	Аппаратно-программный комплекс
2.	АРМ	Автоматизированное рабочее место
3.	БД	База данных
4.	БЛС	Врожденная бронхолегочная секвестрация
5.	ВАКМ	Врожденная кистозно-аденоматозная мальформация
6.	ВПРЛиМП	Врождённые пороки развития лёгких и мочевыводящих путей
7.	ИС	Информационная система
8.	ИСУ ЭВ НХ	Информационная система управления эндоскопическим вмешательством в неонатальной хирургии
9.	КАМЛ	Кистозно-аденоматозная мальформация лёгкого
10.	КТ	Компьютерная томография
11.	ЛПР	Лицо, принимающее решение
12.	МИС	Медицинская информационная система
13.	МПК	Международная патентная классификация
14.	МРТ	Магнитно-резонансная томография
15.	ОЗУ	Оперативное запоминающее устройство
16.	ОВ	Оперативное вмешательство
17.	ОХН	Отделение хирургии новорожденных
18.	ПЗУ	Постоянное запоминающее устройство
19.	ПрО	Предметная область
20.	СХД	Система хранения данных
21.	ФИПС	Федеральный институт промышленной собственности

22.	XB	Хирургическое вмешательство
23.	ЦП	Центральный процессор
24.	DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
25.	HID	Human Interface Device
26.	SoC	System-on-a-Chip
27.	RIS	Radiological information system
28.	ROI	Region of Interest
29.	PACS	Picture Archiving and Communication System
30.	PEST	Political, Economic, Social, Technological – выявление, соответственно, политических, экономических, социальных и технологических аспектов внешней среды
31.	SWOT	Strengths, Weaknesses, Opportunities, Threats – определение сильных и слабых сторон, обусловленных внутренними факторами, и возможностей, и угроз, обусловленных внешними факторами

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. 3D-реконструкция в реализации информационной системы управления эндоскопическим вмешательством. / Г.Б. Немковский. // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. 2024. -№ 4 (79). - С. 46–54.
2. Безрамная навигация в хирургическом лечении посттравматических деформаций и дефектов глазницы. / Д. В. Давыдов, О. В. Левченко, А. Ю. Дробышев, В. М. Михайлюков. // Практическая медицина. – 2012. – № 4–2(59). – С. 187–191.
3. Виртуальное моделирование при проведении лапароскопической адrenaлэктомии: "дорогая игрушка" или эффективная поддержка? / И. А. Курганов, С. И. Емельянов, Д. Ю. Богданов, Н. Л. Матвеев. // Доктор.Ру. – 2016. – № 1(118). – С. 80–85.
4. Врожденный аденоматоидный порок развития легкого 1-го типа у новорожденного. / Г. А. Сташук, М. В. Вишнякова, В. И. Щербина, М. О. Захарова. // Альманах клинической медицины. – 2015. – № 43. – С. 127–130.
5. Динамика информационных потоков в системе управления сложным техническим комплексом. / А. В. Сухов. // Теория и системы управления. 2000. № 4. С. 111—120.
6. Жук Д. М., Перфильев С. А. CAS системы - системы автоматизированного проектирования в хирургии. // Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н. Э. Баумана. – 2011. – № 3. – С. 6.
7. Измерение информации в эргасистемах / А. В. Сухов, В. С. Прокопенко. // Транспортное дело России. 2011 С. 39-41
8. Информационная поддержка хирурга при проведении трансуретральной резекции предстательной железы / Р. Г. Хафизов, М. А. Егошин. // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2011. – Т. 10, № 4.
9. Информационная теория эргасистем / Д.А. Ловцов. // М.: РГУП, 2021, 314 стр.
10. Информационное обеспечение задач позиционирования хирургического инструмента при эндоскопических вмешательствах. / Г. Б. Немковский, Е. И. Дорофеева, А. Б. Кузнецов, В. К. Беляков. // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. – 2023. – № 5 (74). – С. 10–19.
11. Компьютерная томография в диагностике кистозных аденоматоидных мальформаций у новорожденных. / В. Ю. Баженова, Н. С. Дрантусова, П. А. Краснов. // Сибирский медицинский журнал – 2015. - №2 - С. 132–135.
12. Лучевая диагностика в педиатрии: национальное руководство. / А. Ю. Васильев, М. В. Выключ, Е. А. Зубарева [и др.]; под ред. А. Ю. Васильева, С. К. Тернового. // М.:ГЭОТАР-Медиа - 2010. — 368 с.

13. Магнитный резонанс в медицине. / П.А. Ринкк. // Основной учебник Европейского форума по магнитному резонансу: пер. с англ. В. Е. Сеницына, Д. В. Устюжанина; под ред. В. Е. Сеницына. — М.: ГЭОТАР-МЕД, 2003. —256 с.
14. Методы позиционирования хирургического инструмента в эндоскопической неонатальной хирургии. Обзор. Г.Б. Немковский // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. 2024. - № 4 (79). - С. 55–64
15. Модели СППР в хирургической практике. Современные подходы к решению проблемы. / Катаев В. А., Зарипова Г. Р., Богданова Ю. А. // Медицина. – 2016. – Т. 4, № 4(16). – С. 68–74.
16. Модельно-алгоритмические структуры оценки качества программных изделий. / А. С. Бурый, Е. В. Морин; под ред. А. С. Бурого. // М.: Горячая линия – Телеком, 2019. – 160 с.
17. Надежность и эффективность в технике: Справочник в 10 т. Т.3. Эффективность технических систем / Под общ. ред. В.Ф. Уткина, Ю.В. Крючкова. – М.: Машиностроение, 1988. – 328 с.
18. Нейронавигационная технология виртуального 3D планирования и интраоперационного сопровождения лазерной термодеструкции внутримозговых опухолей полушарий большого мозга. / В.Д. Розуменко. // Ukrainian Neurosurgical Journal. 2015;(3). – С. 43–49.
19. Новые возможности культивирования эмбрионов человека in vitro. / О. В. Шурыгина, В. К. Беляков, Г. Б. Немковский, А. Б. Кузнецов, О. В. Иванова, М. Т. Тугушев, О. В. Кулакова. // Морфология. – 2020. – Т. 157. – № 1. – С. 75–78.
20. Оптико-электронная система навигации гибкого хирургического инструмента на основе инерциальных микроэлектромеханических датчиков. / А. А. Роженцов, А. А. Баев, М. Халимов, Н. Н. Митракова. // Известия Российской академии наук. Серия физическая. – 2021. – Т. 85, № 12. – С. 1793–1798.
21. Оптимальное управление сложным техническим комплексом в информационном пространстве / А. С. Бурый, А. В. Сухов. // Автоматика и телемеханика. 2003. № 7. С. 145–162.
22. Оптимальный способ хранения и обработки древовидных структур в базах данных. / Д. В. Богданов. // Программные продукты и системы. - 2009. - №1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/optimalnyy-sposob-hraneniya-i-obrabotki-drevovidnyh-struktur-v-bazah-dannyh> (дата обращения: 16.04.2024).
23. Оптимизация информационных процессов при подготовке и проведении хирургического вмешательства. / Г. Б. Немковский и др. // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. – 2024. – №2(77). – С. 51–58.



24. Оптимизация сетевого плана методом случайного поиска с пересчетом с переменной величиной шага./ А. С. Черниговский, Р. Ю. Царев. // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 1-1. – С. 360.
25. Опыт применения нейросонографии при хирургическом лечении супраселлярной арахноидальной кисты у ребенка грудного возраста. / А. В. Шаверский, Л. Л. Марущенко. // Ukrainian Neurosurgical Journal – 2001. – С. 58–62.
26. Выбор, обоснование и апробация аппаратных и программных компонентов визуализации и позиционирования, проверка их применимости в эндоскопической неонатальной хирургии врождённых пороков развития лёгких, почек и объёмных образований: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, В. В. Кожин и др. – Москва. – 2017. – 37 с. – СПС №14.607.21.0162.
27. Разработка методики организации контроля положения дополнительных хирургических инструментов и изменения состояния анатомических структур пациента неонатального возраста при проведении хирургических вмешательств с использованием аппаратно-программного комплекса хирургической навигации: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, В. В. Кожин и др. – Москва, 2018. – 168 с. – СПС №14.607.21.0162.
28. Выбор и обоснование унифицированной технологической программной платформы для реализации пользовательских интерфейсов автоматизированных рабочих мест пользователя, запрашивающего консультацию и эксперта, осуществляющего консультирование: отчёт о НИР.//ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Демьяненко, Ю. И. Ермолаенко и др. – Москва, 2016. – 39 с. – СПС №14.607.21.0162.
29. Технические требования к АПК для автоматического анализа диагностических изображений: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, А. Б. Кузнецов и др. – Москва, 2017. – 18 с. – СПС №14.607.21.0162.
30. Технические требования к АПК для проведения удалённых медицинских консультаций с использованием диагностических изображений, аудио- и видеоконференцсвязи в рамках планирования и/или контроля результатов оперативного вмешательства: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, А. Б. Кузнецов и др. – Москва, 2017. – 20 с. – СПС №14.607.21.0162.
31. Технические требования к АПК хирургической навигации для проведения оперативных вмешательств при врождённых пороках развития: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД

ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, А. Б. Кузнецов и др. – Москва, 2017. – 45 с. – СПС №14.607.21.0162.

32. Выбор и обоснование направления работы: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (промежуточный) Этап 1: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2016. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 280 с.
33. Определение требований аппаратно-программному комплексу: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (промежуточный) Этап 2: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2017. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 674 с.
34. Определение требований аппаратно-программному комплексу: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (заключительный) Этап 3: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2018. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 284 с.
35. Отчёт о работе Индустриального Партнёра. Внебюджетное финансирование ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде"//ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г.Б. Немковский и др. – Москва, 2018. – 91 с. – СПС №14.607.21.0162.
36. Патент № 2542793 С1 Российская Федерация, МПК G01С 21. / 08. Устройство для определения положения объекта в пространстве : № 2013142297. / 28 : заявл. 16.09.2013 : опубл. 27.02.2015. / Е. С. Чернышов; заявитель Общество с ограниченной ответственностью «Континент-Тау»
37. Первый опыт применения технологии дополненной реальности на основе 3d-моделирования для интраоперационной навигации при лапароскопической резекции

- почки. / В. Н. Дубровин, А. В. Егошин, Я. А. Фурман, А. А. Роженцов, Р. И. Ерусланов. // Медицинский альманах. – 2015. – № 2 (37). – С. 45–47
38. Перспективы использования хирургической навигации при коррекции врожденных пороков развития в неонатологии. / Е. И. Дорофеева, Ю. Л. Подуровская, Д. Н. Дегтярев и др. // Акушерство и гинекология. – 2017. – № 12. – С. 96–103.
39. Повышение точности позиционирования хирургического робота «Да Винчи». / Е. В. Поезжаева, А. А. Новикова, В. А. Сайкинова. // Молодой ученый. — 2015. — №13. — С. 172–174.
40. Постреляционная система управления базой данных на основе словарной технологии / Г. С. Уткин, С. А. Жильцов, А. В. Гананчян. // Космическая техника и технологии. – 2022. - № 4(39)
41. Применение навигации в хирургии основания черепа. / В. В. Назаров. // «Вопросы нейрохирургии» имени Н. Н. Бурденко – 2019 – Т. 83(5). – С. 109-118.
42. Применение цифровых геоинформационных технологий в планировании, организации и контроле практической работы врача фтизиатрической службы / О.Н. Браженко, Д.Ю. Богородский, В.А. Борискин [и др.] // Туберкулез и социально-значимые заболевания. 2023. Т. 11, № 4(44). С. 4-13.
43. Программа оптимизации жизнедеятельности курсантов высшего морского учебного заведения. / И. П. Мельникова, П. Ф. Кику. // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. 2011. № 40. С. 105–107.
44. Разработка метода определения доминирующего типа дыхания человека на базе технологий компьютерного зрения, системы захвата движения и машинного обучения / А. В. Зубков, А. Р. Донская, С. Н. Бушенева и др. // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. 2022. Т. 10, № 4(39). С. 15-16.
45. Разработка метода позиционирования и слежения за хирургическими инструментами при проведении лапароскопических операций. / Е. А. Шестова, Е. Д. Синявская, В. И. Финаев, О. В. Косенко, Ю. Ю. Близнюк, В. В. Шадрин. // Известия ЮФУ. Технические науки – 2016. – С. 30–40.
46. Разработка приложения для самопомощи больным тревожно-депрессивным расстройством. / А. Э. Кошкина, О. Л. Лебедь, Г. Б. Немковский. // Главврач. – 2023. – № 12. – С. 56–62.
47. Ранняя диагностика кистозных аденоматоидных мальформаций легких у новорожденных детей с использованием ультразвукового метода исследования. / М. И. Пыков, Е. И. Дорофеева, А. К. Миронова, Е. А. Филиппова. // Российский вестник перинатологии и педиатрии – 2013. – №1. - Т. 58. – С. 18–23.

48. Система компьютерного анализа клинико-диагностических данных для планирования оптимального хирургического вмешательства у новорожденных с пороками развития легких. / Е. И. Дорофеева, Ю. Л. Подуровская, У. Н. Туманова, Г. Б. Немковский, И. С. Балашов, А. В. Прохин, В. Г. Быченко, Д. Н. Дегтярев. // *Акушерство и гинекология*. – 2018. – № 12. – С. 117–124.
49. Состояние и ближайшие перспективы развития телемедицинской системы Российской Федерации. / Г. С. Лебедев, Г. П. Радзиевский. // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. – 2018. – № 7. – С. 20–25.
50. Технология использования 3D-КТ-навигации в хирургическом лечении детей с идиопатическим сколиозом. / С. В. Виссарионов, Д. Н. Кокушин, А. П. Дроздецкий, С. М. Белянчиков. // *Хирургия позвоночника*. – 2012. – № 1. – С. 41–47.
51. Технология информационной поддержки хирурга при выполнении трансуретральной резекции предстательной железы / Р. Г. Хафизов, Ю. Е. Гарипова. // *Современные наукоемкие технологии*. – 2009. – № 12. – С. 24–25.
52. Ультразвуковые методы исследования в неонатологии: учеб.-метод. пособие. / Под ред. Л. И. Ильенко, Е. А. Зубарева, В. В. Митькова. — М.: РГМУ-РМАПО - 2002. — 76 с.
53. Управление манипуляторами с числом степеней свободы более шести. / А. И. Жильцов, В. С. Жуков, Д. А. Рылеев. // *Инженерный журнал: наука и инновации*. – 2013. - № 10.
54. Хирургические роботы, возможности использования манипуляторов последовательной и параллельной структуры. / Н. Р. Габутдинов, В. А. Глазунов, А. В. Духов и др. // *Медицина и высокие технологии*. – 2015. – № 1. – С. 45–50.
55. Человеческий потенциал как критический ресурс России. / Рос. акад. наук, Ин-т философии ; Отв. ред. Б. Г. Юдин. – М. : ИФРАН, 2007. – 175 с.
56. Численное моделирование задачи позиционирования инструмента хирургического Робота-Манипулятора при движении по заданной траектории. / Ю. В. Богданова, А.М. Гуськов. // *Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н. Э. Баумана*. – 2013. – № 6. – С. 181–210.
57. Энциклопедия технологий баз данных. / М. Р. Когаловский. //М.: Финансы и статистика. - 2002. - 800 с.
58. 3D Preoperative Planning in the ER with OsiriX®: When There is No Time for Neuronavigation. / Mandel M., Amorim R., Paiva W., Prudente M., Teixeira M.J., and Ferreira de Andrade A.// *Sensors (Basel)*. – 2013 May. – № 13(5). – С. 6477–6491.
59. 3D Rapid Prototyping for Otolaryngology—Head and Neck Surgery: Applications in Image-Guidance, Surgical Simulation and Patient-Specific Modeling. / Chan H.L., Siewerdsen J.H.,

- Vescan A., Daly A.J., Prisman E., Irish J.C. // *PLoS One.* – 2015. - №10(9). – Электронно 0136370.
60. 3D-визуализация для планирования операций и выполнения хирургического вмешательства (CAS-технологии). / С. В. Щаденко, А. С. Горбачева, А. Р. Арсланова, И. В. Толмачев. // *Бюллетень сибирской медицины.* – 2014. – Т. 13, № 4. – С. 165–171.
61. A new method to combine contrast-enhanced magnetic resonance imaging during live ultrasound of the breast using volume navigation technique: a study for evaluating feasibility, accuracy, and reproducibility in healthy volunteers. / Fausto A., Rizzatto G., Preziosa A., Gaburro L., Washburn M.J., Rubello D. // *European Journal of Radiology* – 2012. – Т. 81. – С. 332–337.
62. A systematic approach to the magnetic resonance imaging-based differential diagnosis of congenital Müllerian duct anomalies and their mimics. / Roh-Eul Yoo, Jeong Yeon Cho, Sang Youn Kim, Seung Hyup Kim. // *Abdominal Imaging.* – 2015. – Т. 40. – С. 192–206.
63. A way of bionic control based on EI, EMG, and FMG signals. / Briko A. [и др.] // *Sensors.* - 2022. 22 (1). - № 152. doi: 10.3390/s22010138.
64. An augmented reality navigation system for pediatric oncologic surgery based on preoperative CT and MRI images. / Souzaki R., Ieiri S., Uemura M. et al. // *Journal of Pediatric Surgery.* – 2013. – Т. 48(12). – С. 2479-2483.
65. An excellent navigation system and experience in craniomaxillofacial navigation surgery: a double-center study. / Dai J., Wu J., Wang X., Yang X., Wu Y., Xu B., Shi J., Yu H., Cai M., Zhang W., Zhang L., Sun H., Shen G., Zhang S. // *Scientific Reports.* - 2016. - № 6. - Электронно 28242.
66. Application of artificial intelligence methods to recognize pathologies on medical images. / Lebedev G., Klimenko H., Kachkovskiy S., Konushin V., Ryabkov I., Gromov A. // *Procedia Computer Science.* – 2018. – Т. 126. – С. 1171-1177.
67. Applicative-Frame Model of Medical Knowledge Representation/ Lebedev G., Losev A., Fartushniy E., Zykov S., Fomina I., Klimenko H. // *Smart Innovation, Systems and Technologies,* Springer, Singapore. – 2021. – Т.238 – С. 343–353.
68. Augmented reality in laparoscopic surgical oncology. / Nicolau S., Soler L., Mutter D., Marescaux J., et al. // *Surgical Oncology.* – 2011. – Т. 20. – С.189–201.
69. Augmented reality navigation system for laparoscopic splenectomy in children based on preoperative CT image using optical tracking device. / Ieiri S., Uemura M., Konishi K., Souzaki R., Nagao Y., Tsutsumi N., Akahoshi T., Ohuchida K., Ohdaira T., Tomikawa M., Tanoue K., Hashizume M., Taguchi T. // *Pediatric Surgery International.* – 2012. – Т. 28(4). – С.341-346.
70. Automatic detection of morphodynamic profile of human embryos in vitro data sets preparation. / Nemkovskiy G.B., Kuznetsov A.B., Belyakov V.K., Shurygina O.V., Bayzarova A.A., Rusakov

- D.Yu. // В сборнике: *Procedia Computer Science*. 24. Сер. "Knowledge-Based and Intelligent Information and Engineering Systems: Proceedings of the 24th International Conference, KES 2020" 2020. С. 1736–1744.
71. Barghan S., Tetradis S., Mallya S.M. Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints // *Australian dental journal*. – 2012. – Т. 57. – С. 109-118.
72. Biopsy of parotid masses: Review of current techniques. / Haldar S., Sinnott J.D., Tekeli K.M., Turner S.S., Howlett D.C. // *World J Radiol*. – 2016. – № 8(5). – С.501-505.
73. Bobek S.L. Applications of navigation for orthognathic surgery. // *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. – 2014. – Т. 26. – № 4. – С. 587-598.
74. Can computer navigation-assisted surgery reduce the risk of an intralesional margin and reduce the rate of local recurrence in patients with a tumour of the pelvis or sacrum? / Jeys L., Matharu G.S., Nandra R.S., Grimer R.J. // *Bone Joint Journal*. –2013. – Т. 95B. – С. 1417–1424.
75. Carroll A. G. et al. Comparative effectiveness of imaging modalities for the diagnosis of intestinal obstruction in neonates and infants: a critically appraised topic. // *Academic radiology*. – 2016. – Т. 23. – № 5. – С. 559–568.
76. Comparison of Isocentric C-Arm 3-Dimensional Navigation and Conventional Fluoroscopy for Percutaneous Retrograde Screwing for Anterior Column Fracture of Acetabulum. / Jiliang He, Guoqing Tan, Dongsheng Zhou, Liang Sun, Qinghu Li, Yongliang Yang, Ping Liu // *Medicine (Baltimore)*. – 2016. – №95(2). – Электронно: 2470.
77. Comparison of Precision between Optical and Electromagnetic Navigation Systems in Total Knee Arthroplasty. / Seung Joon Rhee, Shi Hwan Park, He Myung Cho, and Jeung Tak Suh // *Knee Surgery & Related Research*. – 2014. – № 26(4). – С. 214–221.
78. Computer Assisted Navigation in Knee Arthroplasty. / Dae Kyung Bae, Sang Jun Song // *Clinics in Orthopedic Surgery*. – 2011. – №3(4). – С. 259–267.
79. Computer-Assisted Navigation During an Anterior-Posterior En Bloc Resection of a Sacral Tumor. / Sami A. Eissa, Amro F. Al-Habib, Faisal R. Jahangiri // *Cureus*. – 2015. – № 7(11). – Электронно 373.
80. Current progress on augmented reality visualization in endoscopic surgery. / Nakamoto M., Ukimura O., Faber K., Gill I.S. // *Current Opinion in Urology*. – 2012. – № 22. – С. 121–126.
81. CustusX: an open-source research platform for image-guided therapy. / Askeland C., Solberg O.V., Lervik Bakeng J.B., Reinertsen I., Tangen G.A., Hofstad E.F., Iversen D.H., Våpenstad C., Selbekk T., Langø T., Nagelhus Hernes T.A., Leira H.O., Unsgård G., Lindseth F. // *International journal of computer assisted radiology and surgery*. – 2016. – № 11. – С.505–519.

82. Detection of metal disturbance. / Osadchy D. et al. // Патент N 6147480 США G01R 19. / 00 Biosense, 2000.
83. Diagnostic imaging of posterior fossa anomalies in the fetus and neonate: part 2, posterior fossa disorders. / Teresa Chapman, Sowmya Mahalingam, Gisele E. Ishak // *Clinical Imaging*. – 2015. – Т. 39. – С. 167–175
84. DICOM PS3.3 2013 - Information Object Definitions. Sect A19, RT Structure Set IOD. [http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part03/sect\\_A.19.html](http://dicom.nema.org/dicom/2013/output/chtml/part03/sect_A.19.html) //DICOM Standards Committee. – 2013 (дата доступа 29.02.2024).
85. Endonasal endoscopic approach for removal of intranasal nasal glial heterotopias. / Bonne NX, Zago S, Hosana G, Vinchon M, Van den Abbeele T, Fayoux P. // *Rhinology*. – 2012. – Т. 50(2). – С.211-217.
86. Evaluation of portable CT scanners for otologic image-guided surgery. / Balachandran R., Schurzig D., Fitzpatrick J.M., Labadie R.F. // *International journal of computer assisted radiology and surgery*. – 2011. – Электронно 2011/07/23
87. Extended algebra and calculus for nested relational databases / M. A. Roth, H. F. Korth, A. Silberschatz. // *ACM Transactions on Database Systems*. Dec. 1988. V. 13. Issue 4. P. 389–417. Режим доступа: <https://doi.org/10.1145/49346.49347> (дата обращения 10.02.2024 г.).
88. Features of the diagnostic information processing for congenital lung malformations in newborns for the automated analysis and surgical navigation systems. / Dorofeeva E.I., Tumanova U.N., Degtyarev D.N., Kozlova A.V., Nemkovskiy G.B., Prohin A.V. // В сборнике: *Procedia Computer Science*. – 2018. – С. 1178-1186.
89. Ieguchi M., Hoshi M., Takada J., Hidaka N., Nakamura H. Navigation-assisted Surgery for Bone and Soft Tissue Tu-mors With Bony Extension // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2012. – Т. 470. – № 1. – С. 275–283.
90. Laparoscopic adrenalectomy in giant masses. / Maestroni U., Ferretti S., Ziglioli F., Campobasso D., Cerasi D., Cortellini P. // *Urologia*. – 2011. – Т. 78(S18). – С. 54 – 58.
91. Laparoscopic adrenalectomy: the best surgical option. / Maestre-Maderuelo M., Candel-Arenas M., Terol-Garaulet E., González-Valverde F.M., Marín-Blazquez A.A. // *Cir Cir*. – 2013. – Т. 81(3). – С.196-201.
92. Midbrain and hindbrain malformations: advances in clinical diagnosis, imaging, and genetics. / Dan Doherty, Kathleen J. Millen, James Barkovich // *Lancet Neurological*. – 2013. – Т. 12. – С. 381–393.
93. Multimodality 3-Dimensional Image Integration for Congenital Cardiac Catheterization. / Thomas E. Fagan, Uyen T. Truong, Pei-Ni Jone, John Bracken, Robert Quaiife, Anas A. Abu

- Hazeem, Ernesto E. Salcedo, Brian M. Fonseca // *Methodist DeBakey Cardiovascular Journal*. – 2014. – T. 10(2). – C. 68–76.
94. Musculoskeletal ultrasonography of the lower extremities in infants and children. / M.J. Callahan // *Pediatric Radiology*. — 2013. — T. 43. — C.8—22.
95. Nakano S. et al. Impact of real-time virtual sonography, a coordinated sonography and MRI system that uses an image fusion technique, on the sonographic evaluation of MRI-detected lesions of the breast in second-look sonography // *Breast cancer research and treatment*. – 2012. – T. 134. – C. 1179-1188.
96. Navigation in surgery. / Mezger U., Jendrewski C., Bartels M. // *Langenbeck's Archives of Surgery*. – 2013. – T. 398(4). – C.501–514.
97. Navigation system for robot-assisted intra-articular lower-limb fracture surgery. / Dagnino G., Georgilas I., Köhler P., Morad S., Atkins R., Dogramadzi S. // *International journal of computer assisted radiology and surgery*. – 2016. – T. 11. – C.1831–1843.
98. Navigation-assisted surgery for bone and soft tissue tumors with bony extension. / Ieguchi M., Hoshi M., Takada J., Hidaka N., Nakamura H. // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. – 2012. – T. 470. – C. 275–283.
99. Neonatal ovarian cysts: role of sonography in diagnosing torsion. / Chinchure D., Ong C.L., Loh A.H. et al. // *Annals of the Academy of Medicine of Singapore*. – 2011. – T. 40 (6). – C. 291-295.
100. Novel 3D hexa-pod computer-assisted orthopaedic surgery system for closed diaphyseal fracture reduction. / Tang P. et al // *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. – 2012. – T. 8, № 1. – C. 17–24.
101. Novel navigation surgery using image fusion of PET. / CT and sonography for axillary neoplasm: First experience. / Manabu Futamura, Kasumi Morimitsu, Masahito Nawa, Masako Kanematsu, Naoe Gotoh, and Kazuhiro Yoshida // *International Journal of Surgery Case Reports*. – 2013. – № 4(8) – C.719–722.
102. Okamoto T. et al. Clinical application of navigation surgery using augmented reality in the abdominal field // *Surgery Today*. – 2015. – T. 45. – № 4. – C. 397–406.
103. Penfield W., Boldrey E., Somatic motor, and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation // *Brain*. — 1937. — T. 60, №. 4. — C. 389–443.
104. Penfield, W. and Rasmussen, T., *The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function*//Macmillan, Oxford. – 1950.
105. Percutaneous Pedicle Screw Fixation of a Hangman's Fracture Using Intraoperative, Full Rotation, Three-dimensional Image (O-arm)-based Navigation: A Technical Case Report. / Go



- Yoshida, Tokumi Kanemura, and Yoshimoto Ishikawa // *Asian Spine Journal*. – 2012. – № 6(3). – C.194–198.
106. PLUS: open-source toolkit for ultrasound-guided intervention systems. / Lasso A., Heffter T., Rankin A., Pinter C., Ungi T., Fichtinger G. // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2014 – T. 61(10). – C. 2527–2537.
107. Reinertsen I. et al. Intra-operative correction of brain-shift // *Acta neurochirurgica*. – 2014. – T. 156. – C. 1301-1310.
108. Robot-Assisted Navigation versus Computer-Assisted Navigation in Primary Total Knee Arthroplasty: Efficiency and Accuracy. / Tanner C. Clark, Frank H. Schmidt // *ISRN Orthopedics*. – 2013. – ЭЛЕКТРОННО: 794827.
109. Robotic surgery: disruptive innovation or unfulfilled promise? A systematic review and meta-analysis of the first 30 years. / Alan Tan, Hutan Ashrafian, Alasdair J. Scott, Sam E. Mason, Leanne Harling, Thanos Athanasiou, Ara Darzi // *Surgical Endoscopy*. – 2016. – № 30(10). – C. 4330–4352.
110. Robotically assisted totally endoscopic coronary bypass surgery. / Bonatti J., Schachner T., Bonaros N., Lehr E.J., Zimrin D., Griffith B. // *Circulation*. – 2011. – T.124(2). – C. 236–244.
111. Robotics and imaging in congenital heart surgery. / Nikolay V Vasilyev, Pierre E Dupont, Pedro J. del Nido. // *Future Cardiology*. – 2012. – T. 8(2). – C. 285–296.
112. Schroeder W., Martin K., Lorensen B. The visualization toolkit: An object-oriented approach to 3D Graphics//Kitware, New York. – 2018.
113. Short rigid scope and stereoscope designed specifically for open abdominal navigation surgery: clinical application for hepatobiliary and pancreatic surgery. / Onda S., Okamoto T., Kanehira M., Fujioka S., Suzuki N., Hattori A., et al. // *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences*. -2013. – T. 20. – C. 448–453.
114. Skeletal Dysplasia and Congenital Malformation Parikh. / Shital N. // *Orthopedic Clinics*. – 2015. – T 46. – № 4. – C 19–20.
115. Souzaki R. et al. Preoperative surgical simulation of laparoscopic adrenalectomy for neuroblastoma using a three-dimensional printed model based on preoperative CT images // *Journal of Pediatric Surgery*. – 2015. – T. 50. – №. 12. – C. 2112–2115.
116. Surgical navigation. / Bladen J.S. // ПАТЕНТ N 6522907 СИИА, А61В5. / 06, British Telecomm, 2003.
117. Tack P. et al. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review // *Biomedical engineering online*. – 2016. – T. 15. – C. 1-21.

118. The Medical Imaging Interaction Toolkit: challenges and advances: 10 years of open-source development. / Nolden M., et al. // *International journal of computer assisted radiology and surgery*. – 2013. – Т. 8(4). – С. 607-620.
119. The original technique of the collection and adaptation different types of diagnostic information for congenital urinary malformations in newborns for the systems of automated analysis of three-dimensional images and surgical navigation. / Podurovskaya Y.L., Balashov I.S., Bychenko V.G., Kozhin P.B., Nemkovskiy G.B., Prohin A.V. // В сборнике: *Procedia Computer Science*. 2018. С. 1216–1223.
120. The role of imaging and navigation for natural orifice transluminal endoscopic surgery / J. Rassweiler, M. Baumhauer, U. Weickert, H.-P. Meinzer, D. Teber, L.-M. Su, V.R. Patel // *Journal of endourology*. – 2009. – Т. 23. - № 5. – С. 793–802.
121. Three-dimensional helical computed tomography in prenatal diagnosis of fetal skeletal dysplasia. / G. Macé, P. Sonigo, V. Cormier-Daire, M.-C. Aubry, J. Martinovic, C. Elie // *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*. – 2013. – Т. 42. – С. 161–168.
122. Three-dimensional simulation, surgical navigation and thoracoscopic lung resection. / Masato Kanzaki, Takuma Kikkawa, Kei Sakamoto, Hideyuki Maeda, Naoko Wachi, Hiroshi Komine, Kunihiro Oyama, Masahide Murasugi, Takamasa Onuki // *J Surg Case Rep*. – 2013. – Т. 2013(3). - Электронно gjt015.
123. Ultrasound-Guided Percutaneous Nephrostomy Performed on Neonates and Infants Using a "14-4" (Trocar and Cannula) Technique. / Bas A., Gülşen F., Emre S., Samanci C., Uzunlu O., Cantasdemir M., Emir H., Numan F. // *Cardiovasc Intervent Radiol*. – 2015. – Т. 38(6). – С. 1617-1620.
124. Ultrasound-guided percutaneous sclerosis of congenital splenic cysts using ethyl alcohol 96% and minocycline hydrochloride 10%: A pediatric series. / Accinni A., Bertocchini A., Madafferi S., Natali G., Inserra A. // *Journal of Pediatric Surgery*. – 2016. – Т. 51(9). – С. 1480–1484.
125. Underreporting of robotic surgery complications. / Cooper M.A., Ibrahim A., Lyu H., Makary M.A. // *Journal for Healthcare Quality*. – 2015. – Т. 37(2). – С.133–138.
126. Understanding the surgeon's behaviour during robot-assisted surgery: protocol for the qualitative Behav'Robot study. / Cormi C. et al. // *BMJ Open*. – 2022. – Т. 12(4).
127. Use of computed tomographic reconstruction to establish the ideal entry point for pedicle screws in idiopathic scoliosis. / Su P., Zhang W., Peng Y., Liang A., Du K., Huang D. // *European Spine Journal*. – 2012. – Т. 21. – С. 23–30.

128. Variations in the use of diagnostic criteria for developmental dysplasia of the hip. / A. Roposch, L.Q. Liu, E. Protopapa et al. // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2013. — T. 471(6). — C.1946—1954.
129. Vision-based markerless registration using stereo vision and an augmented reality surgical navigation system: a pilot study. / Hideyuki Suenaga, Huy Hoang Tran, Hongen Liao, Ken Masamune, Takeyoshi Dohi, Kazuto Hoshi, and Tsuyoshi Takato // *BMC Medical Imaging*. — 2015. - T. 15. — C. 51.
130. Manufacturing models of fetal malformations built from 3-dimensional ultrasound, magnetic resonance imaging, and computed tomography scan data. / Werner H. et al. // *Ultrasound Quarterly*. — 2014. — T. 30. — № 1. — C. 69-75.
131. Computer-assisted Tumor Surgery in Malignant Bone Tumors. / Wong K.C., Kumta S.M. // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. - 2013. Mapт. - T. 471, - № 3. - C. 750–761.
132. Pediatric CT: strategies to lower radiation dose. / Zacharias C. et al. // *AJR. American journal of roentgenology*. — 2013. — T. 200. — № 5. — C. 950-956.

## ПРИЛОЖЕНИЕ 1

УТВЕРЖДАЮ:

Заместитель генерального директора  
по научной работе ФГБУ «НМИЦ АГП  
им. В.И. Кулакова» Минздрава России

Д.М.Н., профессор



Д.Н. Дегтярёв

2024 г.

АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы  
**Немковского Глеба Борисовича**  
на тему «ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ  
ЭНДОСКОПИЧЕСКИМ ВМЕШАТЕЛЬСТВОМ В НЕОНАТАЛЬНОЙ  
ХИРУРГИИ»

Комиссия ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России в составе председателя Павловича С.В. и членов комиссии Дорофеевой Е.И. и Булова А.А. рассмотрела вопрос об использовании результатов диссертационной работы Немковского Глеба Борисовича и установила следующее – метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких, разработанный на этапе определения порядка и методик подготовки диагностических данных, в настоящее время внедрён и применяется в отделе неонатальной и детской хирургии в повседневной практике.

Использование данного метода в оптимизированном процессе подготовки и проведения эндоскопического хирургического вмешательства даёт существенное сокращение среднего времени проведения операций на большом спектре плановых вмешательств у неонатальных пациентов с врождёнными пороками развития лёгких. В частности, задокументировано сокращение среднего времени при выполнении вмешательств «Лобэктомия при КАМЛ» на 63 минуты (33%), при выполнении вмешательств «Перевязка

аномального сосуда/сосудов и лобэктомия при интралобарной БС и комбинации БС с КАМЛ» на 76,53 минуты (35,5%), при выполнении вмешательств «Удаление интралобарной БС» на 57,5 минут (49%). Указанные результаты включены в научные публикации и доклады сотрудников ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России.

Председатель комиссии:

Ученый секретарь Центра,  
к.м.н., доцент



С.В. Павлович

Члены комиссии:

Заведующий отделением хирургии  
новорожденных института неонатологии  
и педиатрии, к.м.н.

Е.И. Дорофеева

Заведующий отделением анестезиологии-  
реанимации и интенсивной терапии  
новорожденных института неонатологии  
и педиатрии, к.м.н.

А.А. Буров

## ПРИЛОЖЕНИЕ 2

УТВЕРЖДАЮ  
Первый проректор  
ФГАОУ ВО Первый МГМУ  
им. И. М. Сеченова  
Минздрава России  
(Сеченовский Университет)



Свистунов А.А.

## АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы  
**Немковского Глеба Борисовича**  
на тему «ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ  
ЭНДОСКОПИЧЕСКИМ ВМЕШАТЕЛЬСТВОМ В НЕОНАТАЛЬНОЙ  
ХИРУРГИИ»

Комиссия ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) в составе председателя Кошечкина К.А. и членов комиссии Лисненко А.А. и Даниловой Л. А. рассмотрела вопрос об использовании результатов диссертационной работы Немковского Глеба Борисовича и установила следующее. Метод подготовки графических диагностических данных для пациентов с врождёнными пороками развития лёгких, разработанный на этапе определения порядка и методик подготовки диагностических данных в настоящее время применяется в учебном процессе на кафедре информационных и интернет-технологий в качестве иллюстративного материала в курсах «Системы поддержки принятия врачебных решений», «Интеллектуальные системы и технологии».

Прототип информационной системы управления эндоскопическим вмешательством применяется в учебном процессе на кафедре информационных и интернет-технологий для проведения практических работ в курсах «Системы поддержки принятия врачебных решений», «IT-технологии и e-health», «Программная инженерия».

Председатель комиссии:

\_\_\_\_\_ Кошечкин К.А.

Члены комиссии:

\_\_\_\_\_ Лисненко А.А.

\_\_\_\_\_ Данилова Л. А.



**ПРИЛОЖЕНИЕ 3****СПИСОК РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

*Публикации в изданиях, рекомендуемых ВАК при Министерстве науки и высшего образования РФ (в т. ч. индексируемых в международных базах данных):*

1. Немковский Г.Б., Дорофеева Е. И., Подуровская Ю.Л., Туманова У. Н. и др. Система компьютерного анализа клинико-диагностических данных для планирования оптимального хирургического вмешательства у новорожденных с пороками развития легких // *Акушерство и гинекология*. – 2018. – № 12. – С. 117–124. DOI: <https://dx.doi.org/10.18565/aig.2018.12.117-124> (Scopus)
2. Немковский Г.Б., Дорофеева Е.И, Лосев А.Ю. Оптимизация информационных процессов в ходе подготовки и проведения вмешательства в неонатальной хирургии. // *Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования*. – 2024. – №2 (77). – С. 51–58.
3. Немковский Г.Б. 3D-реконструкция в реализации информационной системы управления эндоскопическим вмешательством // *Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования*. 2024. № 4 (79). С. 46–54.
4. Немковский Г.Б. Методы позиционирования хирургического инструмента в эндоскопической неонатальной хирургии. Обзор // *Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования*. 2024. № 4 (79). С. 55–64
5. Nemkovskiy G.B., Dorofeeva E.I., Tumanova U.N., et al. Features of the diagnostic information processing for congenital lung malformations in newborns for the automated analysis and surgical navigation systems // *Procedia Computer Science*. – 2018. – Т. 126. –С. 1178-1186. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.058> (Scopus)
6. Nemkovskiy G.B., Podurovskaya Yu.L., Balashov I.S., et al The original technique of the collection and adaptation different types of diagnostic information for congenital urinary malformations in newborns for the systems of automated analysis of three-dimensional images and surgical navigation // *Procedia Computer Science*. – 2018. – Т. 126. – С. 1216-1223. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.08.063> (Scopus)
7. Nemkovskiy G. B., Kuznetsov A. B., Belyakov V. K. [et al.] Automatic detection of morphodynamic profile of human embryos in vitro data sets preparation // *Procedia Computer Science: 24, Virtual Online, 16–18 сентября 2020 года*. – Virtual Online. – 2020. – P. 1736-1744. DOI 10.1016/j.procs.2020.09.212. (Scopus)

*Публикации в прочих изданиях, а также сборниках трудов международных и всероссийских конференций:*

8. Немковский Г.Б., Дорофеева Е. И., Кузнецов А. Б., Беляков В. К. Информационное обеспечение задач позиционирования хирургического инструмента при эндоскопических вмешательствах // Информационно-экономические аспекты стандартизации и технического регулирования. – 2023. – №(74). – С. 10–19.

*Результаты, полученные в процессе выполнения работы, оформленные в виде отчётов о ПНИЭР:*

9. Выбор, обоснование и апробация аппаратных и программных компонентов визуализации и позиционирования, проверка их применимости в эндоскопической неонатальной хирургии врождённых пороков развития лёгких, почек и объёмных образований: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский и др. – Москва. – 2017. – 37 с. – СПС №14.607.21.0162.

10. Разработка методики организации контроля положения дополнительных хирургических инструментов и изменения состояния анатомических структур пациента неонатального возраста при проведении хирургических вмешательств с использованием аппаратно-программного комплекса хирургической навигации: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, В. В. Кожин и др. – Москва, 2018. – 168 с. – СПС №14.607.21.0162.

11. Выбор и обоснование унифицированной технологической программной платформы для реализации пользовательских интерфейсов автоматизированных рабочих мест пользователя, запрашивающего консультацию и эксперта, осуществляющего консультирование: отчёт о НИР.//ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Демьяненко, Ю. И. Ермолаенко и др. – Москва, 2016. – 39 с. – СПС №14.607.21.0162.

12. Технические требования к АПК для автоматического анализа диагностических изображений: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский и др. – Москва, 2017. – 18 с. – СПС №14.607.21.0162.

13. Технические требования к АПК для проведения удалённых медицинских консультаций с использованием диагностических изображений, аудио- и видеоконференцсвязи в рамках планирования и/или контроля результатов оперативного вмешательства: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский и др. – Москва, 2017. – 20 с. – СПС №14.607.21.0162.

14. Технические требования к АПК хирургической навигации для проведения оперативных вмешательств при врождённых пороках развития: отчёт о НИР. // ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г. Б. Немковский, А. В. Прохин, А. Б. Кузнецов и др. – Москва, 2017. – 45 с. – СПС №14.607.21.0162.



15. Выбор и обоснование направления работы: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (промежуточный) Этап 1: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2016. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 280 с.
16. Определение требований аппаратно-программному комплексу: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (промежуточный) Этап 2: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2017. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 674 с.
17. Определение требований аппаратно-программному комплексу: отчет о ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде" (заключительный) Этап 3: Соглашение о предоставлении субсидии от 03.10.2016 г. №14.607.21.0162// ФГБУ «НМИЦ АГП им. В.И. Кулакова» Минздрава России, рук. проекта Д. Н. Дегтярёв. – Москва, 2018. – № ГР: АААА-А16-116110910075–2. – 284 с.
18. Отчёт о работе Индустриального Партнёра. Внебюджетное финансирование ПНИЭР "Разработка прототипа аппаратно-программного комплекса хирургической навигации для поддержки планирования, выполнения и контроля результатов оперативных вмешательств в неонатальном периоде"//ООО «ВЕСТТРЭЙД ЛТД»; рук. В. К. Беляков; исп. Г.Б. Немковский и др. – Москва, 2018. – 91 с. – СПС №14.607.21.0162.

## ПРИЛОЖЕНИЕ 4

## Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2024681215

**Прототип информационной системы управления  
эндоскопическим вмешательством в неонатальной  
хирургии**

Правообладатель: **Общество с ограниченной  
ответственностью "ВЕСТТРЭЙД ЛТД" (RU)**

Авторы: **Немковский Глеб Борисович (RU), Прохин Алексей  
Викторович (RU)**

Заявка № **2024669185**

Дата поступления **14 августа 2024 г.**

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ **06 сентября 2024 г.**

*Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности*

ДОКУМЕНТ ПОДПИСАН ЭЛЕКТРОННОЙ ПОДПИСЬЮ  
Сертификат 0692e7c0a63006f1542401670bca2026  
Владелец **Зубов Юрий Сергеевич**  
Действителен с 10.07.2024 по 03.10.2025

*Ю.С. Зубов*

