

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
"НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
ДЕТСКОЙ ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМЕНИ Г.И.ТУРНЕРА"
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

КОКУШИН

Дмитрий Николаевич

**ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ
ДЕФОРМАЦИЯМИ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ
ПОЗВОНОЧНИКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕХНОЛОГИЙ
3D-МОДЕЛИРОВАНИЯ И ПРОТОТИПИРОВАНИЯ**

3.1.8. Травматология и ортопедия

Диссертация на соискание ученой степени
доктора медицинских наук

Научный консультант:
Член-корреспондент РАН
доктор медицинских наук
профессор
Виссарионов
Сергей Валентинович

Санкт-Петербург

2024

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	7
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА ГРУДНОЙ И ПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)	24
1.1. Эволюция методов хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника.....	24
1.2. Стендовые испытания в хирургии позвоночника.....	33
1.3. Использование метода конечных элементов в хирургии позвоночника..	41
1.4. Применение шаблонов-направителей в хирургии позвоночника.....	46
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	62
2.1. Общая характеристика диссертационного исследования	62
2.2. Стендовые испытания по определению нагрузок и корригирующих усилий спинальных систем.....	65
2.3. Моделирование напряженно-деформированного состояния позвонков и спинальных систем у детей с врожденными деформациями позвоночника...74	74
2.3.1. Моделирование напряжений в позвонках у детей с врожденными деформациями при транспедикулярной фиксации.....	74
2.3.2. Исследование прочностных характеристик низкопрофильных реберно- позвоночных систем методом конечных элементов.....	77
2.4. Материалы и методы клинических исследований.....	82
2.4.1. Характеристика клинических наблюдений	82
2.4.2. Рентгенологический метод исследования.....	85
2.4.3. Мультиспиральная компьютерная томография.....	86
2.4.4. Хронометрический метод.....	87
2.4.5. Метод моделирования операций in silico.....	87
2.4.6. Метод 3D-прототипирования (in vitro)	88
2.4.7. Метод «ретроспективной реконструкции».....	90

2.4.8. Статистический метод исследования.....	90
ГЛАВА 3. СТЕНДОВЫЕ ИСПЫТАНИЯ ПО ОПРЕДЕЛЕНИЮ НАГРУЗОК И КОРРИГИРУЮЩИХ УСИЛИЙ СПИНАЛЬНЫХ СИСТЕМ	91
3.1. Стендовые испытания транспедикулярной системы для детей дошкольного возраста	91
3.2. Стендовые испытания низкопрофильных реберно-позвоночных систем.....	95
3.3. Блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, калибровка на стенде.....	105
ГЛАВА 4. НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ПОЗВОНКОВ И СПИНАЛЬНЫХ СИСТЕМ У ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА	117
4.1. Моделирование напряжений в позвонках у детей с врожденными деформациями при транспедикулярной фиксации.....	117
4.1.1. Моделирование напряжений в позвонке при «свободном» ходе транспедикулярного винта у детей младшего школьного возраста	118
4.1.2. Моделирование напряжений в позвонке при «свободном» ходе транспедикулярного винта у детей младшего дошкольного возраста	124
4.1.3. Моделирование напряжений в позвонке у детей младшего дошкольного возраста при «свободном» ходе и с учетом штанги в зависимости от диаметра транспедикулярного винта	129
4.1.4. Моделирование напряжений при моносегментарной транспедикулярной фиксации после экстирпации полупозвонка	135
4.1.5. Моделирование напряжений при моносегментарной транспедикулярно- ламинарной фиксации после экстирпации полупозвонка	138
4.1.6. Изолированное моделирование напряжений в костной ткани позвонка ребенка дошкольного возраста в зависимости от положения и диаметра транспедикулярного винта	141

4.1.7. Моделирование трещиностойкости позвонка у детей младшего дошкольного возраста в зависимости от диаметра транспедикулярного винта (исследование роста трещины)	147
4.2. Исследование прочностных характеристик низкопрофильных реберно-позвоночных систем методом конечных элементов	157
4.2.1. Моделирование статических осевых нагрузок на низкопрофильную реберно-позвоночную металлоконструкцию (масштабное исследование)...	158
4.2.2. Моделирование воздействия статической осевой нагрузки на наиболее часто применяемые комбинации низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции	165
ГЛАВА 5. ПРИНЦИПЫ ПРИМЕНЕНИЯ 3-D МОДЕЛИРОВАНИЯ И ПРОТОТИПИРОВАНИЯ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА	170
5.1. Программа-планировщик, основные принципы работы	170
5.2. 3D - моделирование и 3D-прототипирование образцов усовершенствованных спинальных систем	186
ГЛАВА 6. РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ИЗОЛИРОВАННЫМИ ПОРОКАМИ РАЗВИТИЯ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА.....	200
6.1. Общая характеристика групп пациентов	200
6.2. Особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями позвоночника при изолированных пороках развития позвонков	202
6.3. Результаты хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника при изолированных пороках развития с применением метода «свободной руки»	207
6.4. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с ВДП с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки»	214

6.5. Обсуждение полученных результатов и обоснование алгоритма хирургического лечения детей с изолированными ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования	240
ГЛАВА 7. РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С МНОЖЕСТВЕННЫМИ ПОРОКАМИ РАЗВИТИЯ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА	245
7.1. Результаты хирургического лечения детей с ВДП на фоне множественных пороков развития грудного и поясничного отделов позвоночника	245
7.1.1. Общая характеристика групп пациентов	245
7.1.2. Особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями позвоночника при множественных пороках развития позвонков	247
7.1.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки»	251
7.1.4. Обоснование алгоритма хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника при множественных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования	262
7.2. Результаты хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер	266
7.2.1. Общая характеристика групп пациентов	266
7.2.2. Особенности хирургического лечения детей с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы	267
7.2.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер....	272

7.2.4. Обоснование алгоритма хирургического лечения детей с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы	278
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	282
ВЫВОДЫ.....	293
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	296
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	298
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	299
ПРИЛОЖЕНИЕ 1.....	331

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Частота встречаемости врожденных пороков развития позвоночника в общей структуре аномалий костно-мышечной системы составляет 2,8% - 3,2% (Баиндурашвили А.Г. с соавт., 2014, 2024; Залетина А.В. с соавт., 2018). Среди всех деформаций позвоночного столба врожденные искривления составляют от 2% до 11% (Виссарионов С.В. с соавт., 2014, 2023). Пороки развития позвонков, приводящие к тяжелой и грубой деформации позвоночника, более чем в 50% наблюдений расположены в зоне грудопоясничного перехода и в поясничном отделе (Виссарионов С.В., 2008, 2023; Михайловский М.В., Дюбуссе Ж.Ф., 2020).

ВДП грудной и поясничной локализации у детей относят к наиболее тяжелой патологии осевого скелета, которая обуславливает возникновение и дальнейшее бурное прогрессирование его деформации, приводит к грубым нарушениям биомеханики позвоночного столба и баланса туловища. (Рябых С. О., 2014; Виссарионов С. В., с соавт. 2015, 2023; Obeid I. et al. 2013; Crostelli M. et al. 2014; Frank S. et al., 2023). Одним из наиболее серьезных и тяжелых осложнений является возникновение неврологических нарушений, формирующихся в результате вертебро-медуллярного конфликта (Кулешов А.А. с соавт., 2016; Kontautas E. 2004; Javouhey E., 2006).

По мере развития детской вертебрологии разработаны различные варианты хирургических вмешательств и тактических подходов, направленных на коррекцию врожденного искривления при помощи многоопорных спинальных систем. В последние годы появились исследования, посвященные оценке результатов коррекции врожденной деформации при различных подходах и сравнительному анализу их эффективности, как среди отечественных, так и зарубежных авторов (Рябых С.О. с соавт, 2017; Мушкин А.Ю. с соавт., 2018; Виссарионов с соавт., 2023; Debnath U. et al., 2010; Chang D.G. et al., 2015; Frank S. et al., 2023).

Одновременно с этим необходимо подчеркнуть, что остается открытым вопрос протяженности металлофиксации при различных вариантах хирургического подхода в лечении детей с врожденными искривлениями позвоночника. Одни авторы считают, что коррекцию ВДП необходимо проводить, фиксируя минимальное количество позвоночно-двигательных сегментов и стабилизируя только смежные с аномальным позвонки (Виссарионов С.В. с соавт., 2012, 2013, 2023; Chang D.G. et al., 2015). Другие исследователи утверждают, что исправление врожденной деформации необходимо осуществлять многоопорной металлоконструкцией с фиксацией позвонков, расположенных на протяжении нескольких позвоночно-двигательных сегментов выше и ниже относительно порочного позвонка (Li S. et al., 2015).

В последнее время при хирургическом лечении пациентов детского возраста с деформациями позвоночника все большее распространение получает использование аддитивных технологий (Бурцев А.В. с соавт., 2018; Кулешов А.А. с соавт., 2018, 2022; Косулин А.В. с соавт., 2022; Takemoto M. et al., 2016; Liu K. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018; Vissarionov S.V., et al. 2020).

В настоящее время отсутствует какой-либо научно обоснованный консенсус профильных специалистов относительно применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с ВДП грудной и поясничной локализации, особенно при множественных пороках развития позвоночника.

Степень разработанности темы исследования

Использование метода ТПФ по сравнению с ламинарной и гибридной системами с позиций биомеханики обладает рядом преимуществ. Однако он, несет в себе риск возможной мальпозиции ТВ, обусловленной прежде всего структуральными изменениями позвонков на фоне аномалий развития позвоночника (Кулешов А.А. с соавт., 2012). В связи с этим, важной составляющей в хирургическом лечении пациентов с врожденным сколиозом

является контроль и обеспечение корректной установки транспедикулярных опорных элементов. Основным, достаточно широко распространенным методом установки ТВ при хирургическом лечении пациентов с патологией позвоночника в целом, и у пациентов детского возраста с врожденными деформациями, является метод «свободной руки» с последующим рентгенологическим контролем корректности положения транспедикулярных опорных элементов (Губин А.В. с соавт., 2015). В зарубежной литературе имеются единичные исследования, в которых авторы проводят анализ корректности положения ТВ, установленных детям с ВДП при помощи интраоперационного компьютерного томографа (O-arm) и системы активной оптической навигации (Larson A.N. et al., 2012). При этом необходимо отметить, что данные технологии применяются у пациентов старшей возрастной группы в связи с крупными размерами используемого инструментария. В последнее время все большее распространение получает использование ШН для установки ТВ при различных заболеваниях и деформациях позвоночного столба (травма позвоночника, дегенеративно-дистрофические и воспалительные заболевания, патология кранио-verteбральной области, идиопатический сколиоз и др.). Данные этих публикаций показывают достаточно высокую точность и корректность положения ТВ, установленных в костные структуры позвонков в различных его анатомических отделах (Lu S. et al., 2009; Hu Y. et al., 2016; Putzier M. et al., 2017; Zhang Y., et al, 2024). Однако, публикации, посвященные вопросам использования ШН для установки ТВ при врожденных сколиозах у пациентов детского возраста, носят единичный характер и касаются в основном детей школьного возраста с изолированными пороками развития позвонков (Lu C., 2023).

В настоящее время в хирургическом лечении детей с ВДП, обусловленными множественными пороками развития позвоночника достаточно широко используются технологии «растущих» металлоконструкций. При этом, применение такого подхода не позволяет

получить радикальной коррекции деформации позвоночника, требует проведение многочисленных этапных хирургических вмешательств на протяжении всего периода роста и развития ребенка, отличается большим количеством инфекционных и неврологических осложнений (Bess S. et al., 2010; Garg S. et al., 2014; Waldhausen J.H. et al., 2016). Применение системы VEPTR связано с весьма высокой частотой развития осложнений, достигающей до 72 - 77% (Lucas G. et al., 2013). Данные осложнения представлены преимущественно нарушением заживления послеоперационной раны, присоединением инфекционного процесса, ранением плевры, миграцией опорных элементов, дестабилизацией металлоконструкции, повреждением плечевого сплетения. Однако, целенаправленного анализа причин данных осложнений и попыток научного осмысления полученных результатов авторы в своих исследованиях не предпринимали, констатируя их наличие, по сути дела, как неизбежное фактическое явление, характерное для технологии коррекции деформаций позвоночника с применением системы VEPTR (Garg S. et al., 2014; Waldhausen J.H. et al., 2016).

Необходимо отметить, что данной ситуации способствует объединение группы заболеваний различной этиологии, приводящих к деформации позвоночника, в общую группу, определяемую зарубежными авторами как «сколиозы с ранним началом» (early onset scoliosis). Авторами по умолчанию подразумевается, что у данной категории пациентов, сходных лишь только по времени возникновения деформации позвоночника (дети младше 10 лет), необходимо использовать различные варианты «растущих» спинальных систем, с обязательным проведением этапных хирургических вмешательств или неинвазивных этапных дистракций (Johnson A.N. et al., 2024).

Попытки создать алгоритм хирургического лечения пациентов с ВДП на фоне множественных аномалий развития и разработать подходы к хирургической коррекции в программе «Surgimar Spine» основаны на данных анализа двухмерного плоскостного рентгенологического

исследования позвоночника, что не позволяет учесть особенности пространственных взаимоотношений его костных структур (Рябых С.О., 2014).

В специальной литературе имеется достаточно большое количество работ, где авторами рассматриваются и анализируются вопросы моделирования нагрузок на позвоночный столб в целом, проводится биомеханическое твердотельное моделирование нагрузок на отдельные позвонки и межпозвонковые диски шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника, моделирование силовых воздействий на позвоночник и его сегменты различных спинальных устройств и металлоконструкций, предназначенных для коррекции и стабилизации деформированных сегментов позвоночника, в том числе и с использованием транспедикулярной фиксации (Chen S.H. et al., 2012; Wang Y. et al., 2017; Nakashima D. et al., 2018; Hammer N. et al., 2019; Ren J. et al., 2019; Sang D. et al., 2019; Ma L. et al., 2024; Xu C. et al., 2024). Однако, данные работы посвящены вопросам биомеханического анализа патологии позвоночника у больных с завершенным костным ростом и пациентов старшей возрастной категории. Работы, посвященные вопросам биомеханического моделирования позвоночника и использования транспедикулярных винтов у детей, носят единичный характер и не имеют системного научного обоснования (Абдалиев С.С. с соавт., 2021; Cobetto N. et al., 2018; Clin J. et al., 2019; Bao В.Х. et al., 2024).

С учетом имеющихся проблем и вопросов были определены цель и задачи настоящего диссертационного исследования.

Цель исследования - разработать и обосновать систему хирургического лечения детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования.

Задачи исследования

1. Создать стенд испытательно-калибровочный полифункциональный и динамометрический блок для определения величины нагрузок опорных элементов спинальных систем на позвонки и корригирующих усилий в ходе хирургического вмешательства у детей с врожденными деформациями позвоночника.

2. Создать твердотельную модель сегмента позвоночника ребенка дошкольного возраста с изолированной аномалией развития позвонков и определить предел прочности костной ткани при моносегментарной транспедикулярной фиксации.

3. Создать твердотельную модель низкопрофильной реберно-позвоночной системы и определить критические величины осевых нагрузок в зависимости от вариантов используемых типоразмеров ее элементов.

4. Создать компьютерную программу-планировщик, предназначенную для предоперационного планирования выбора оптимальных типоразмеров и положения опорных элементов спинальной системы, 3D-моделирования и прототипирования зоны и объема корригирующих остеотомий позвоночника у детей с врожденной деформацией грудного и поясничного отделов позвоночника.

5. Провести сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника при изолированных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки».

6. Провести сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с врожденной деформацией позвоночника при множественных пороках развития позвонков с применением аддитивных технологий и методом «свободной руки».

7. Провести сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с врожденной деформацией позвоночника и синостозом ребер с применением низкопрофильных реберно-позвоночных систем с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки».

8. Разработать и доказать эффективность алгоритмов хирургического лечения детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника с использованием аддитивных технологий и процессов 3D-моделирования.

Научная новизна исследования

1. Разработан стенд испытательно-калибровочный полифункциональный для спинальных систем (заявка на международное изобретение (ЕАРО) № 202300060, приоритет от 27.09.2023) и блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника (Патент РФ на полезную модель №227005, 01.07.2024).

2. На основании компьютерного твердотельного моделирования нагрузок на костную ткань позвонков при моносегментарной транспедикулярной фиксации определены оптимальные типоразмеры, вид и компоновка опорных элементов металлоконструкции, допустимые нагрузки при проведении коррекции деформации позвоночника у детей дошкольного возраста с врожденными сколиозом на фоне нарушения формирования позвонков.

3. На основании компьютерного моделирования критических осевых нагрузок тестовых образцов трехмерных математических моделей низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции обоснован выбор оптимальных вариантов ее компоновки у детей с тяжелыми врожденными деформациями позвоночника и грудной клетки (Базы данных РФ №2023623833, 08.11.2023; №2023623835, 08.11.2023; №2023623834, 08.11.2023; №2023624050, 20.11.2023).

4. Разработана программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» (Свидетельство РФ о государственной регистрации программы для ЭВМ №2022618828, 18.05.2022).

5. Разработаны отечественные спинальные системы для коррекции врожденных деформаций позвоночника у детей:

- устройство для коррекции врожденной деформации позвоночника и грудной клетки при одностороннем нарушении сегментации позвонков грудного отдела позвоночника и синостоза ребер у детей (евразийский патент на изобретение №040285, 17.05.2022);

- устройство корригирующее при хирургическом лечении врожденного кифосколиоза грудного и поясничного отделов позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков у детей до трех лет (Патент РФ на полезную модель №203215, 31.05.2021);

- устройство для моносегментарной коррекции тяжелой формы врожденного кифосколиоза на фоне изолированного полупозвонка грудной и поясничной локализации у детей до трёх лет (Патент РФ на изобретение №2815218, 12.03.2024);

- устройство для моносегментарной коррекции тяжелой формы врожденного кифосколиоза на фоне изолированного полупозвонка грудной и поясничной локализации у детей дошкольного и младшего школьного возраста (Патент РФ на изобретение №2818070, 23.04.2024);

- транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника (евразийский патент на изобретение №047488, 26.07.2024).

6. Разработаны новые методы хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника:

- способ переднего спондилодеза при хирургическом лечении врожденной деформации позвоночника на фоне заднебокового полупозвонка у детей (Патент РФ на изобретение № 2687655, 15.05.2019);

- способ ориентированной установки транспедикулярных винтов при коррекции врожденной деформации позвоночника у детей с изолированным нарушением формирования позвонка (Патент РФ на изобретение №2701782, 01.10.2019)

- способ коррекции врожденной деформации позвоночника при нарушении формирования позвонков у детей (Патент РФ на изобретение №2736318, 13.11.2020).

8. Впервые проведен сравнительный анализ корректности и стабильности установки транспедикулярных винтов в тела позвонков у детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника методом «свободной руки», с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации и программы-планировщика «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» на основе балльной градации по шкале SLIM+V.

9. Впервые проведен сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с врожденной деформацией позвоночника и синостозом ребер с использованием усовершенствованных технологий 3D-моделирования и прототипирования.

10. В результате проведенных исследований разработан новый методологический подход и оригинальная система хирургического лечения детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования.

Практическая значимость исследования

1. Выявленные в ходе исследования возможности оригинального стенда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем по определению величин и диапазона нагрузок, возникающих на опорных элементах испытываемых металлоконструкций, позволяют использовать полученные данные для определения напряжений на позвонки и элементы спинальных систем при проведении твердотельного моделирования и повысить клиническую эффективность проведения коррекции ВДП у детей.

2. По результатам компьютерного твердотельного моделирования нагрузок на позвонки у детей дошкольного возраста с ВДП на фоне изолированных пороков развития определены оптимальные для клинического применения варианты типоразмеров и дизайн опорных элементов спинальных систем.

3. Проведенное изучение критических осевых нагрузок методом конечных элементов на твердотельные модели при различных вариантах компоновок низкопрофильных реберно-позвоночных систем позволяет исключить развитие дестабилизации металлоконструкции при хирургическом лечении детей с тяжелыми врожденными деформациями позвоночника и грудной клетки.

4. Практическое использование разработанной программы-планировщика «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» позволяет проводить рациональное планирование операций с учетом полученных прочностных характеристик позвонков у детей с ВДП и спинальных систем, что обеспечит улучшение результатов хирургического лечения.

5. Внедрение в клиническую практику оригинального транспедикулярно-ламинарного эндокорректора позвоночника при коррекции ВДП у пациентов с изолированными пороками развития позвонков позволяет сократить количество фиксируемых ПДС и будет способствовать улучшению клинических исходов хирургического лечения.

6. Применение в ходе коррекции деформации позвоночника оригинального устройства «Блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника» позволяет исключить возникновения чрезмерных усилий, приводящих к разрушению костной ткани в области опорных элементов и дестабилизации спинальной системы у детей с врожденной деформацией позвоночника.

7. Предложенный системный подход, основанный на алгоритмизированном применении технологий 3D-моделирования и прототипирования у детей с ВДП грудной и поясничной локализации при изолированных и множественных пороках развития позвонков, при ВДП грудной/грудопоясничной локализации и синостозе ребер, способствует улучшению ряда изученных интраоперационных показателей, позволяет сократить количество осложнений и улучшить результаты лечения.

Методология и методы исследования

Настоящее диссертационное исследование носило клинико-экспериментальный характер и состояло из нескольких этапов. Вначале были разработаны оригинальный испытательно-калибровочный стенд и блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, проведены стендовые испытания по определению нагрузок и корригирующих усилий спинальных систем, используемых для коррекции ВДП грудной и поясничной локализации у детей. В ходе выполнения данного этапа была решена первая задача исследования.

В ходе второго этапа исследования проведена отработка физико-механической модели позвонков у детей преддошкольного и дошкольного возраста с ВДП с учетом возникающих нагрузок на позвоночно-двигательный сегмент при его фиксации транспедикулярными опорными элементами и твердотельное моделирование критических осевых нагрузок на низкопрофильную реберно-позвоночную систему при различных комбинациях типоразмеров ее компонентов с использованием метода конечных элементов. Таким образом, были решены вторая и третья задачи исследования. Полученные данные первого и второго этапов послужили основой для проведения третьего и четвертого этапов диссертационного исследования.

На третьем этапе была разработана оригинальная программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» для проведения 3-D моделирования и 3-D прототипирования методов хирургической коррекции и усовершенствованных спинальных систем для лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации, тем самым, была решена четвертая задача.

Четвертый этап исследования включал в себя несколько частей и представлял собой проведение сравнительного анализа результатов хирургического лечения 225 детей с ВДП грудной и поясничной локализации. В рамках этого этапа проводили решение 5, 6, 7 и 8 задач диссертационного исследования.

Для решения пятой задачи было проведено сравнение технологий 3D-моделирования и прототипирования и применение метода «свободной руки» при лечении 120 детей с изолированными пороками развития грудного и поясничного отделов позвоночника. Пациенты были распределены на 2 группы в зависимости от примененной методики: Гр-1 - 60 пациентов, оперированных с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования; Гр-2 - 60 детей, оперированных с применением метода «свободной руки».

Для решения шестой задачи был проведен сравнительный анализ результатов лечения у 80 пациентов с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне множественных пороков развития позвонков. В зависимости от примененной методики пациенты были распределены на 3 группы: Гр-1 - 20 детей, оперированных с применением ШН; Гр-2 - 30 детей, оперированных с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации; Гр-3, 30 детей, оперированных с применением метода «свободной руки».

Для решения седьмой задачи был проведен сравнительный анализ результатов лечения 25 детей с врожденными деформациями грудного и грудопоясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков и синостоза ребер. Пациентов разделили на 2 группы в зависимости от примененной методики: Гр-1 - 10 детей, оперированных с применением усовершенствованной низкопрофильной реберно-позвоночной системы с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования; Гр-2 - 15 детей, коррекция ВДП выполнялась с применением реберно-позвоночных систем без использования технологий 3D-моделирования и прототипирования.

На основании разработанных методов и алгоритмов хирургического лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования выполнено решение 8 задачи настоящего диссертационного исследования.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Использование оригинального стенда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем с возможностью определения физических величин и диапазона нагрузок является необходимой фундаментальной основой для проведения моделирования методом конечных элементов требуемых нагрузок на испытываемые твердотельные модели позвонков и спинальных систем.

2. Корректная установка ребенку дошкольного возраста ТВ с диаметром резьбовой части равной 4.5 мм, с учетом объема костных структур позвонка, прилегающих к давящей поверхности ТВ, и направленности корригирующих усилий, значимо снижает нагрузку и уменьшает разрушающий эффект резьбовой части на фиксируемый позвонок, увеличивает надежность моносегментарной ТПФ по сравнению с ТВ с диаметром резьбовой части 3,5 мм.

3. Использование оригинальной программы-планировщика «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» у детей с ВДП грудной и поясничной локализации позволяет планировать и создавать индивидуальные спинальные системы, учитывающие анатомические особенности аномальных позвонков, их прочностные характеристики и рациональное распределение корригирующих усилий на фиксируемые сегменты позвоночника.

4. Применение «метода ретроспективной реконструкции», основанного на сравнительном анализе результатов лечения пациентов ретроспективной группы исследования с результатами моделирования лечения новым, разрабатываемым методом (способом), базирующимся на использовании аддитивных технологий (*in vitro*) и технологий компьютерного 3D-моделирования (*in silico*), является дополнительной доказательной базой эффективности предлагаемых новых методов лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации.

5. Использование моносегментарных ШН для установки ТВ при изолированных пороках развития позвоночника и многоуровневых ШН при множественных пороках развития позвоночника с расширенной зоной контакта на поперечных отростках позвонков в грудном отделе и с расширенной зоной контакта на остистых отростках позвонков в поясничном отделе позвоночника обеспечивает надежный стабильный контакт поверхности ШН с дорсальными костными структурами позвонков и

достижение высокой степени корректности положения имплантируемых транспедикулярных опорных элементов конструкции.

6. Применение оригинального транспедикулярно-ламинарного эндокорректора позвоночника при хирургическом лечении детей дошкольного возраста с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне изолированных пороках развития позвонков исключает дестабилизацию имплантированной металлоконструкции при моносегментарной фиксации за счет выведения значения нагрузок на костную ткань опорного позвонка из критической зоны напряжений и обеспечивает уменьшение протяженности металлофиксации.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Содержание и выводы диссертации полностью соответствуют паспорту научной специальности 3.1.8. «Травматология и ортопедия».

Личный вклад автора

Настоящее диссертационное исследование является самостоятельным трудом, основанным на личном опыте проведения экспериментальных исследований и результатах сбора и анализа клинико-рентгенологических данных хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника. Автором самостоятельно выполнен аналитический обзор литературы по теме диссертационного исследования, осуществлен сбор материала, изучены и проанализированы данные медицинской документации и лучевых методов исследований, выполнены оперативные вмешательства и проведена оценка результатов лечения, осуществлена статистическая обработка полученных данных и интерпретация основных результатов проведенных исследований, сформулированы выводы и практические рекомендации, написаны все главы диссертационного исследования и его автореферат.

Апробация диссертационной работы

Материалы диссертационного исследования доложены на Ежегодных научно-практических конференциях с международным участием «Вреденовские чтения» (Санкт-Петербург, 2021, 2022, 2024), «Турнеровские чтения» (Санкт-Петербург, 2020, 2021, 2023, 2024) и «Илизаровские чтения» (Курган, 2021); на научно-практической конференции с международным участием «Аддитивные технологии в медицине: от 3D-планирования до биопечати» (Санкт-Петербург, 2020); на XII Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Цивьяновские чтения» (Новосибирск, 2021); на Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, посвященной 75-летию Новосибирского НИИТО им.Я.Л.Цивьяна "Цивьяновские чтения" (Новосибирск, 2021); на Евразийском ортопедическом форуме (Москва, 2021); на XII Всероссийском съезде травматологов-ортопедов (Москва, 2022); на научном симпозиуме "Комплексное лечение детей с деформациями позвоночника" (Санкт-Петербург, 2022); на XI Всероссийском научно-практическом форуме с международным участием "Неотложная детская хирургия и травматология" (Москва, 2023); на XII съезде Российской Ассоциации хирургов-вертебрологов (RASS) (Москва, 2023).

По теме диссертационного исследования опубликовано 34 научные работы, в том числе – 18 статей в журналах, рекомендованных ВАК РФ для публикаций диссертантов, 1 статья в рецензируемом профильном зарубежном журнале, индексируемом в наукометрической базе Scopus, 1 монография; а также получено 2 евразийских патента на изобретение, 5 патентов РФ на изобретения, 2 патента РФ на полезную модель, свидетельство на регистрацию программы для ЭВМ, 4 свидетельства о регистрации базы данных.

Реализация результатов исследования

Результаты диссертационного исследования внедрены в клиническую работу отделения патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии им. Г.И. Турнера» МЗ РФ, Санкт-Петербург; детского травматолого-ортопедического отделения ФГБУ "ФЦТОЭ" МЗ РФ, г.Чебоксары; травматолого-ортопедического отделения для детей ГУ «РНПЦ травматологии и ортопедии» МЗ Республики Беларусь, г.Минск; отделения ортопедии №6 «Национальный научный центр травматологии и ортопедии имени академика Батпенова Н.Д.» МЗ Казахстана, г.Астана.

Материалы диссертационного исследования используются при чтении лекций и проведении семинаров для специалистов, проходящих усовершенствование по программе дополнительного профессионального образования на кафедре детской травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО «СЗГМУ им. И.И. Мечникова» Минздрава России и на базе ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии им. Г.И. Турнера» Минздрава России.

Объем и структура диссертации

Диссертационное исследование изложено на 333 страницах машинописного текста и состоит из введения, обзора литературы, описания материалов и методов исследования, пяти глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, приложения и списка литературы, включающего 81 работу отечественных и 191 – зарубежных авторов. В диссертации имеются 157 рисунков и 50 таблиц.

ГЛАВА 1

СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА ГРУДНОЙ И ПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Эволюция методов хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника

Развитие технологий хирургического лечения детей при ВДП грудной и поясничной локализации имеет поступательную тенденцию, заключающуюся в постепенном совершенствовании используемых методов, начиная со стабилизирующей костной пластики на позвоночнике, целью которых являлось достижение фиксации деформированных позвоночно-двигательных сегментов, с дальнейшим переходом к частичному или полному удалению аномального позвонка и последующим различным вариантам остеотомий или вертебротомий позвоночного столба с радикальной коррекцией искривления при помощи спинальных металлоконструкций. Это связано с желанием добиться максимально возможной коррекции всех компонентов деформации позвоночника и минимизировать протяженность зоны сращения (Виссарионов С.В., 2008). Одной из первых операций, носящей по своей сути стабилизирующий характер, была операция Хиббса, выполненная им в 1911 году, которая представляла собой дорсальный костно-пластический спондилодез, создаваемый на базе расщепленных остистых отростков, с целью стабилизации прогрессирования деформации позвоночника при его врожденных пороках развития (Hibbs R.A., 1924; Winter R., Moe J., 1982; Winter R.B., Lonstein J.E., 2009). Однако, при анализе отдаленных результатов при таком подходе отмечалось усугубление и нарастание ВДП в 36% наблюдений у детей младше 4 летнего возраста (Kesling K., Lonstein J., Denis F. et al., 2003).

Следующим этапом в развитии подходов к хирургической коррекции ВДП стало вмешательство, разработанное Royle'м в 1928 году, заключающаяся уже в удалении полупозвонка у пациента с врожденным сколиозом (Royle N.D., 1928). Такой подход к хирургическому лечению детей с ВДП, предложенный автором, был направлен на устранение непосредственно самого анатомического субстрата деформации позвоночника – аномального позвонка и дополнялся компонентом локального спондилодеза.

В 1954 году Roaf'ом при более тяжелой форме ВДП, обусловленной наличием множественных пороков развития позвонков, была предложена методика коррекции деформации позвоночника, включающая в себя доступ к позвоночнику через дорсальную поверхность грудной клетки в области реберного горба, выполнение клиновидной вертебротомии на уровне вершины кифосколиотической дуги искривления с удалением клина, включающего в себя дуги и тела аномальных позвонков с участками межпозвонковых дисков (Roaf R., 1955). Методики хирургической коррекции ВДП, предложенные Gruca и А.И. Казьминым, отличались объемом резекции дорсальных и вентральных компонентов аномальных позвонков, и со временем были дополнены дорсальным артродезом (Казьмин А.И., Плотникова И.И., 1968; Gruca A., 1958; Marks D.S., Sayampanathan S.R. et al., 1995; Thompson A.G., Marks D.S. 1995; Walhout R., van Rhijn L., 2002).

При местных ВДП, обусловленных изолированными пороками развития, работами многих авторов в качестве хирургической технологии коррекции ВДП показано преимущество в выполнении экстирпации/резекции аномального позвонка и радикальной коррекции спинальной металлоконструкцией с выполнением локального спондилодеза (Aydinli U., Ozturk C. et al., 2007; Repko M., Krbec M. et al., 2008; Yaszay B., O'Brien M. et al., 2011). Разработка вентральных доступов к телу аномального позвонка позволила добиться его полного удаления, тем самым значимо

повысив эффективность хирургической коррекции ВДП (Riseborough E.J., 1973).

Впоследствии ряд авторов применили двухэтапное хирургическое вмешательство, разделенное по времени на две операции. Первый этап был выполнен путем удаления тела аномального позвонка и прилегающих к нему межпозвонковых дисков переднебоковым доступом, второй этап включал удаление задних структур порочного позвонка, устранение ВДП и стабильную фиксацию в исправленном положении при помощи металлоконструкции из дорсального доступа спустя три недели после первого вмешательства (Leatherman K.D., Dickson R.A., 1979; Bergoin M., Bollini G., 1986; Bradford D.S., 1990; Winter R. 1994; Holte D.C., 1995).

Следующим закономерным шагом в развитии хирургии ВДП явилось совмещение двухэтапного подхода в проведении всего объема хирургического вмешательства по удалению аномального позвонка, исправлению компонентов ВДП и стабилизации достигнутого результата за одну хирургическую сессию, что сокращало травматичность и общее время, затрачиваемое на лечение детей с ВДП (Ульрих Э.В., 1985, 1995; Виссарионов С.В., 2007; Bradford D. S., 1990; Lazar R.D., Hall J.E., 1999; Deviren V., Bradford D.S., 2001; Klemme W. R., Polly Jr. D. W., 2001; Hedequist D. J., Hall J. E., 2005; Bollini G., Docquier P. L., 2006).

В 2001 году Y.Shono предложил выполнять удаление полупозвонка дорсальным доступом, идя от основания дуги до передней поверхности тела полупозвонка. Автор назвал терминологически обозначил такой подход, как остеотомию по типу "яичной скорлупы". После осуществления вылушивания позвонка устанавливалась дорсальная спинальная система с обязательным проведением сегментарной компрессии с выпуклой стороны деформации, при этом сминание остаточных стенок аномального позвонка позволяло достичь коррекции деформации (Shono Y., 2001). Необходимо отметить, что остеотомия по типу "яичной скорлупы" занимает промежуточное положение

между гемиепифизиодезом и экстирпацией полупозвонка (Ferreya A.C., Gonzalo A.O., 2002).

По данным ряда авторов, с помощью методики удаления полупозвонка из переднебокового и дорсального доступов и одновременным применением дорсальных систем у детей с ВДП грудного и поясничного отделов позвоночника, удалось добиться коррекции деформации от 76,1 до 94,4% (Hedequist D. J. et al., 2005; Bollini G. et al., 2006; Docquier P.L., 2006; Xu W. et al., 2010).

В 2002 году авторы описали методику экстирпации полупозвонка из одного дорсального доступа, которая включала полное удаление задних отделов полупозвонка и основания дуги с выходом через педикулу на тело аномального позвонка и его радикальным удалением при помощи дрели и костных ложек. После экстирпации аномального позвонка авторы установили многоопорную ТПФ и выполнили коррекцию всех компонентов ВДП (Ruf M., Harms J., 2002). В течение следующего десятилетия этот метод был описан в ряде работ (Tian Y., Wang T., 2006; Chen Y.T., Wang S.T. et al., 2009; Zeng Y., Chen Z. et al., 2013; Lei M., Hui W., 2013; Zhu X., Wei X., 2014).

Crostelli M. и соавт. было показано, что выполнение экстирпации полупозвонка из дорсального доступа позволяет добиться коррекции сколиотического и кифотического компонентов ВДП до 85% от первоначальной деформации. Однако авторы отмечают возможный высокий риск неврологических осложнений. (Crostelli M., Mazza O., 2014).

Jalanko T. и соавт. в своем исследовании продемонстрировали тот факт, что величина коррекции ВДП из дорсального доступа не уступает результатам коррекции, полученной при использовании комбинированного подхода, но в то же время авторы отмечают, что для пациента хирургическая коррекция ВДП из дорсального доступа более травматична и технически трудоемка (Jalanko T., Rintala R., 2011).

Рядом исследователей проведен сравнительный анализ хирургического лечения ВДП на фоне изолированных полупозвонков из разных доступов

(Aydinli U., Ozturk C., 2007; Chen Y., Wang S. et al., 2009; Jalanko T., Rintala R., 2011; Mladenov K., Kunkel P., 2012). Так, Benli I. T. и соавт., проанализировав результаты хирургического лечения при локализации полупозвонка в грудопоясничном переходе, отмечают сопоставимость эффективности переднего и заднего доступа в разной комбинации, и приходят к выводу о том, что обе методики являются альтернативными и могут быть использованы в равной мере (Benli I. T., Aydin E., 2006.).

Однако, по мнению других исследователей, хирургическая коррекция ВДП, выполняемая только из дорсального доступа, является технически сложной процедурой, что требует от достаточного опыта спинального хирурга, тщательности и аккуратности при использовании такой техники вмешательства (Aydogan M., Ozturk C., 2008). Некоторые исследователи, проводя ретроспективный сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с ВДП, перенесших экстирпацию как из комбинированного, так и из заднего доступа, отмечают большой объем коррекции дуги ВДП (59-94% против 54-84%) и меньшую продолжительность операции (4,5 против 5,3 часов) в случае вмешательства с комбинированным доступом (Jalanko T., Rintala R., 2011; Mladenov K., Kunkel P., 2012).

В исследованиях других авторов были отмечены противоположные показатели хирургического вмешательства, проведенного с целью удаления аномального позвонка: время хирургического вмешательства было короче при использовании дорсального доступа по сравнению с комбинированным доступом (Arriagada G., Chahin A., 2009). Кроме того, следует подчеркнуть, что в последние годы ряд исследований был посвящен подходам к хирургическому лечению пациентов с ВДП, которые показали эффективность коррекции ВДП при изолированных грудных и поясничных полупозвонках как дорсальным, так и комбинированным подходами (Виссарионов С.В. и соавт., 2009, 2011, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018, 2022, 2023; Рябых С.О., Ульрих Э.В., 2013; Кулешов А.А., 2016; Hedequist D.,

Emans J., Proctor M., 2009; Jeszenszky D., Fekete T., 2012; Hui W., Wenyuan D., 2013; Lei M., Hui W., 2013; Zhou C., Liu L., et al., 2014; Frank S. et al., 2023; Xu Y. et al., 2024).

Наряду с исследованиями, посвященным вопросам коррекции ВДП с использованием задних спинальных металлоконструкций, также есть работы, в которых анализируются результаты хирургического лечения детей с врожденным сколиозом с использованием передней стабилизации деформации позвоночника с помощью вентральных систем. Однако, авторы констатируют факт допустимости наличия остаточного сколиотического компонента до 17 и кифотического компонента до 11 градусов после завершения коррекции искривления позвоночника (Garrido E. et al., 2008; Noordeen M., 2009; Elsebaie H., Kapitan W., 2010).

Alonge E. с соавт. (2024) провели сравнительный анализ клинической эффективности частичной резекции полупозвонка и экстирпации полупозвонка у 43 детей с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне изолированных полупозвонков. Средний возраст на момент операции составил $6,3 \pm 2,0$ года в группе частичной резекцией и $6,0 \pm 1,9$ года в группе с экстирпацией полупозвонка. В обеих группах отмечена сопоставимая величина остаточной ВДП после операции: $4,3 \pm 4,9$ и $2,2 \pm 3,2$, соответственно. Авторами сделан вывод, что частичная резекция полупозвонка эффективна, безопасна и позволяет добиться такой же величины коррекции ВДП, как и при экстирпации полупозвонка в ближайшем периоде наблюдения (Alonge E. et al., 2024).

Следующим этапом развития хирургии ВДП у детей при множественных пороках развития грудного и груднопоясничного отделов позвоночника, сочетающихся с односторонним синостозом ребер, и приводящих к развитию тяжелых, трудно курабельных деформаций позвоночника, нарушению формы и размеров грудной клетки явилась разработка и применение реберно-реберных и реберно-позвоночных металлоконструкций, устанавливаемых на ребра пациента с вогнутой

стороны искривления и остеотомии реберного синостоза с целью увеличения объема пораженного гемиторакса.

R. Campbell'ом и M. Smith'ом в 1989 для лечения пациентов с «синдромом торакальной недостаточности» была создана и применена металлоконструкция «VEPTR» («Vertical Expandable Prostetic Titanium Rib»). Понятие «синдром торакальной недостаточности» (TIS) описана R.M. Campbell как неспособность грудной клетки ребенка обеспечивать физиологическую биомеханику дыхательного акта и рост легких (Campbell R.M. et al., 2002, 2003, 2004, 2005).

Результаты проведенного лечения системой VEPTR показали возможность коррекции деформации позвоночника и грудной клетки, прибавку прироста длины позвоночника на вогнутой стороне деформации, в среднем, на 8 мм/год, улучшение показателей функции внешнего дыхания, а также, увеличение объема легочной перфузии по данным радиоизотопных исследований, и увеличение объема легочной ткани по данным компьютерной томографии (Михайловский М.В., 2010; Рябых С.О., 2011; Emans J.B., Caubet J.F., Ordonez C.L., 2005; Gadepalli S.K., Hirschl R.B., Tsai W.C., 2011; Johnston C., McClung A., Salah F., 2014).

В последнее время данные реберно-реберные и реберно-позвоночные металлоконструкции находят все большее применение при лечении детей дошкольного и младшего школьного возраста с деформациями позвоночника различной этиологии (Михайловский М.В. с соавт., 2010; El-Hawary, Kadhim M., Smith J., 2017). Авторами отмечено, что очень важным аспектом применения данной методики является выбор оптимального возраста ребенка для проведения коррекции деформации позвоночника и ребер. В ходе проведенных исследований показано, что у детей, которым проводили экспансивную торакопластику с увеличением объема пораженного гемиторакса в возрасте старше 6 лет, наблюдалось только эмфизематозное расширение легочной ткани без значимого улучшения функции внешнего дыхания, в отличие от детей младшей возрастной группы (Motoyama E.K.,

Yang C.I., Deeney V.F., 2009). По мнению Redding с соавторами, увеличение волнометрических показателей грудной клетки не носит однозначно положительно прямой корреляционной взаимосвязи с улучшением функциональных характеристик внешнего дыхания ребенка (Redding G, Song K, Inscore S., 2008).

Mehta с соавторами (2001) в своем исследовании высказывали точку зрения о том, что установка реберно-позвоночной системы приводит к ограничению экскурсии ребер при акте дыхания. Отрицательное воздействие на функцию внешнего дыхания, по мнению авторов, оказывают также послеоперационный рубцовый процесс и формирующийся костный блок в зоне оперативного вмешательства. Кроме того, имеются работы, где авторы сообщают о возникновении и развитии спонтанного костного блока тел позвонков у пациентов, проходящих этапные хирургические коррекции ВДП и ребер с использованием данных спинальных систем (Lattig F., Taurman R., Hell A.K., 2016).

Главный отрицательный аспект использования такой хирургической технологии, основанной на имплантации системы VEPTR, заключается в достаточно высокой частоте развития осложнений, достигающей до 72 - 77%. Данные осложнения представлены преимущественно нарушением заживления послеоперационной раны, присоединением инфекционного процесса, ранением плевры, миграцией опорных элементов, дестабилизацией металлоконструкции, повреждением плечевого сплетения (Sankar W.N., Acevedo D.C., Skaggs D.L., 2010; Garg S., LaGreca J., St. Hilaire T., 2014).

В ряде исследований обсуждается вопрос еще одного отрицательного аспекта применения данных металлоконструкций – усугубление кифотического компонента деформации. В работе Reinker с соавторами продемонстрировано увеличение величины кифоза грудного отдела позвоночника с 69° до 90° (Reinker K., Simmons J.W., 2011). Аналогичные данные, показавшие возникновение кифозирования, представлены в работе Lattig'a с соавторами (Lattig F, Taurman R, Hell AK., 2016). Однако, Konieczny

с соавторами в результате проведенной оценки операций у 21 пациента, получавших этапные хирургические коррекции деформации позвоночника и ребер с использованием инструментария VEPTR на протяжении 7 лет, отмечали нормальное развитие сагиттального профиля позвоночника (Konieczny M.R., Ehrlich A.K, Krauspe R., 2017).

В целом авторами отмечен значительный процент осложнений, связанных с хирургическим лечением детей с множественными врожденными деформациями позвоночника и синостозом ребер. Однако, целенаправленного анализа причин данных осложнений и попыток осмысления полученных результатов авторы в своих исследованиях не предпринимали, констатируя их наличие, по сути дела, как неизбежное фактическое явление, характерное для технологии коррекции деформаций позвоночника с применением системы VEPTR (Garg S. et al., 2014; Waldhausen J.H. et al., 2016).

Необходимо отметить, что данной ситуации способствует объединение группы заболеваний различной этиологии, приводящих к деформации позвоночника, в общую группу, определяемую зарубежными авторами как «сколиозы с ранним началом» (early onset scoliosis). Авторами по умолчанию подразумевается, что у данной категории пациентов, сходных лишь только по времени возникновения деформации позвоночника (дети младше 10 лет), необходимо использовать различные варианты «растущих» спинальных систем, с обязательным проведением этапных хирургических вмешательств или неинвазивных этапных дистракций (Johnson A.N. et al., 2024).

Проведенные в последние годы исследования данной тематики, представленные в отечественных работах, показали преимущество в ином методологическом подходе к пациентам детского возраста с врожденными деформациями позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков и синостозом ребер. Однако, данными авторами также отмечен достаточно высокий процент осложнений, связанный с применением реберно-позвоночных систем. Так, частота осложнений при проведении

лечения пациентов с применением реберно-позвоночных металлоконструкций с отсутствием костно-пластической фиксации позвоночного столба достигала до 27,5%. Основным осложнением, наблюдавшимся у таких детей, являлась дестабилизация металлоконструкции. Остановка прогрессирующего течения деформации позвоночника отмечалась во всех наблюдениях. К моменту окончания этапных хирургических сессий наблюдаемые величины ВДП не превышали величин при начальных этапах лечения (Хусаинов Н.О., 2018).

Асадулаевым М.С. (2023) в проведенном исследовании 45 детей с ВДП и синостозом ребер, где хирургическое лечение было проведено в объеме расширяющей торакопластики и установки реберно-реберного или реберно-позвоночного дистрактора, также отмечен высокий процент осложнений (35,6%), возникших у 16 пациентов. У семи пациентов наблюдаемой группы была зафиксирована дестабилизация металлоконструкции (Асадулаев М.С., 2023).

1.2. Стендовые испытания в хирургии позвоночника

Стендовые испытания, проводимые для оценки различных нагрузок в хирургии позвоночника, можно разделить на три основные группы. Первая группа стендовых испытаний – это определение нагрузок, возникающих при воздействии на сегмент позвоночника непосредственно элементами испытательного стенда или какой-либо металлоконструкцией. Как правило, данный вид испытаний относится, в основном, к кадаверным исследованиям. Вторая группа представляет собой испытания, направленные на определение нагрузок на различные отдельные элементы металлоконструкции или металлоконструкцию в целом. Данный вид испытаний включает в себя как кадаверные исследования, так и непосредственно лабораторные, где испытания нагрузок на спинальные системы проводится при помощи материалов, имитирующих позвонки или позвоночник. К третьей группе относятся устройства, предназначенные для определения нагрузок на

позвоночник, возникающих, например, в ходе коррекции деформации позвоночника интраоперационно.

Кавалерским Г.М. с соавторами (2008) предложено устройство для проведения биомеханических испытаний позвоночника. Данное устройство содержит фиксирующие обоймы с многовариантностью их положения для закрепления концевых сторон сегмента позвоночника и нагрузочный блок, где исследуемый сегмент закрепляется в фиксирующих обоймах с использованием экспансивных винтов. Авторами отмечена надежная фиксация исследуемого сегмента позвоночника и возможность помимо проведения испытаний обычных видов нагрузок определения прочности на сгибание (Пат. 76559, Кавалерский Г.М. с соавт, 27.09.2008).

Одно из проведенных сравнительное исследование фиксации ТВ на сопротивление осевому вытягиванию описано Гусевым В.В. с соавторами (2011). Авторы провели оценку результатов испытаний на сопротивление осевому вытягиванию модифицированного ТВ в сравнении с серийно выпускаемыми образцами. В ходе эксперимента были подготовлены анатомические препараты позвонков человека и моноаксиальные ТВ. Исследование проводилось на испытательной машине INSTRON 1185. Показатели максимального сопротивления осевому вытягиванию ТВ находились в пределах от 1100 до 1250 Н. При достижении максимальных значений сопротивление на вырыв было статически достоверно больше у модифицированных ТВ по сравнению со стандартными ТВ, что позволило сделать автором вывод о том, что модификация конструкции ТВ оказала положительное влияние на его фиксационные возможности.

Помимо этого, проводились исследования по сравнительному анализу устойчивости серийно выпускаемой и модифицированной ТПФ при длительных циклических нагрузках. Авторами исследования были скомпонованы системы ТПФ, содержащие 4 моноаксиальных ТВ одинаковой геометрии с применением модифицированных и серийных фиксаторов. Все исследуемые системы ТПФ были установлены в текстолитовые макеты

позвонков и подвергались осевой циклической нагрузке. В динамическом режиме нагружения с силой 1500 Н и частотой 6 циклов в секунду предел прочности модифицированных транспедикулярных фиксаторов был выше в среднем на 22,1 %. Авторами был сделан вывод о том, что проведенное исследование явилось научным обоснованием предложенной модификации конструкции ТВ, статистически достоверно повысив предел прочности фиксатора, что приводит к снижению числа осложнений после ТПФ и позволяет расширить показания для проведения ТПФ в изолированном виде (Гусев В.В. с соавт., 2011).

Кулешовым А.А. с соавторами (2012) проведен сравнительный кадаверный анализ устойчивости на вырыв транспедикулярной и крючковой фиксации блоков грудных сегментов позвоночника при циклических и статических нагрузках. Ламинарные крюки выдерживали нагрузку в 1417 Н, винты - 2286 Н, в среднем. При циклических испытаниях - крюки выдерживали 2935 циклов, ТВ - 18 000 циклов без разрушений.

Еще одно из исследований, оценивающее подвижность позвоночника в зависимости от объема удаленного межпозвонкового диска, прочности фиксации винтов в позвонках и использования костного цемента, выполнено на блоках груднопоясничных сегментов у 18 кадавров молодого возраста. Наибольшая мобильность была получена в блоках с дискэктомией и рассеченной задней продольной связкой. Двухстержневая система с бикортикальной фиксацией транспедикулярными шурупами явилась наиболее стабильной, костный цемент увеличил прочность фиксации шурупа в теле позвонка (Колесов С.В., с соавт. 2011).

Проводились кадаверные биомеханические исследования, анализирующие возможные риски развития проксимального контактного кифоза при протяженном дорсальном инструментальном спондилодезе позвоночника при ригидной и полужесткой фиксации. Девять образцов грудного отдела позвоночника (Th1-Th12) с тотальной ТПФ на уровне Th6-Th9 подверглись неразрушающим биомеханическим испытаниям на

диапазон движений при чистом изгибе или кручении. При этом, для фиксации Th5 позвонка были использованы различные варианты полужестких конструкций: субламинарные ленты, супраламинарные крючки, ламинарные крючки с фиксацией за поперечные отростки позвонка и короткие ТВ. Авторами установлено, что применение тотальной ТПФ грудного отдела позвоночника в сочетании с фиксацией ламинарными крючками за поперечные отростки позвонка обладает наиболее благоприятным биомеханическим эффектом, который может снизить риск развития проксимального контактного кифоза по сравнению с другими вариантами фиксации (Cadieux C. et al., 2024).

Fürderer'ом S. с соавторами (2011) проведено кадаверное биомеханическое исследование для оценки стабильности различных вариантов ТПФ. Авторы анализировали транспедикулярную и две различные экстрапедикулярные методики фиксации в форме сравнительного теста на вырыв винтов. Для исследования было взято 18 позвонков от Th7 до Th9 у 6 кадавров, отделены от окружающих тканей и распределены по 3 различным группам фиксации. В качестве альтернативных вариантов ТПФ были биомеханически оценены экстрапедикулярная супратрансверзальная установка винта с заднебоковой стороны и трехкортикальная винтовая фиксация через поперечный отросток и тела позвонка у основания его педикулы. Прочность на вырыв в осевом направлении измерялась с помощью сервоэлектрической испытательной машины Zwick Z50. Средняя сила на вырыв для винтов, установленных транспедикулярно, составила 400 Н, в то время как супратрансверзная и чрезтрансверзная винтовая фиксация выдерживали в среднем усилие на вырыв в 370 Н. Авторами не выявлено статистически значимой разницы между усилиями на вырыв в зависимости от варианта фиксации и значимой корреляции между силой вырыва и минеральной плотностью костной ткани, измеренной с помощью количественной компьютерной томографии (Fürderer S. et al., 2011).

Имеются работы, сочетающие в себе использование проведения биомеханических кадаверных исследований позвоночника и анализ методом конечных элементов. Так Liu F. с соавторами (2024) изучили стабильность фиксации ТВ в позвонках в зависимости от варианта используемой резьбовой части винта. Стабильность фиксации оценивалась с помощью циклического биомеханического тестирования позвонков. Вертикальное смещение и угол поворота двух типов ТВ рассчитывались каждые 100 циклов для оценки их устойчивости к перемещению и вращению. Для изучения распределения напряжений и повреждения костной ткани на стыке «кость-винт» авторами был проведен анализ МКЭ для обоих типов резьбы ТВ. Биомеханическое тестирование показало, что ТВ с модифицированной резьбой демонстрировали значительно меньшие вертикальные перемещения и углы поворота, чем ТВ с V-образной резьбой ($P < 0,05$). Результаты анализа МКЭ показали более равномерное распределение напряжений в костной ткани, окружающей модифицированную резьбовую часть ТВ, чем при ее стандартной V-образной форме. Авторами сделано вывод о том, что винты с модифицированной резьбой менее подвержены миграции и вращению и, следовательно, более устойчивы в кости, чем винты с V-образной резьбой (Liu F. et al., 2024).

Помимо кадаверных исследований прочности фиксации ТВ проводились также исследования на пластиковых моделях позвонков с целью оценки устойчивости различных типов фиксации винтов к нагрузке на вырыв. Были протестированы обычные, канюлированные (зацементированные), новые расширяемые и обычные (зацементированные) ТВ. В качестве тестовых материалов использованы пенополиуретаны (марки 10 и 40), изготовленные методом литья. Испытания на вырыв проведены на испытательном устройстве Instron 3369. Установлено, что прочность на растяжение значительно возросла при использовании пенопластов марки 10 по сравнению с пенопластами марки 40. Кроме того, в то время как устойчивость к вырыву обычных, канюлированных и новых расширяемых

ТВ увеличилась за счет искусственного сращивания, обычные ТВ, зацементированные пенопластом марки 40, имели более низкие значения вытягивания, чем до сращивания. Установлено, что новые расширяемые ТВ можно использовать вместо обычных и канюлированных без цемента (Aucan M.F. et al., 2022).

Проводились исследования анизотропии синтетических модели костей, изготовленных из пенополиуретана. Данный материал хорошо зарекомендовал себя как альтернатива трупной кости при проведении испытаний на вырыв винтов. Для испытаний было использован пенополиуретан трех степеней плотности: 0,16 г/см³ (PCF 10), 0,32 г/см³ (PCF 20) и 0,64 г/см³ (PCF 40) в каждой из ориентаций по оси X, Y или Z. Для всех испытаний на сжатие были определены максимальное усилие сжатия, жесткость в линейной области, максимальное напряжение и модуль упругости. ТВ были установлены и затем извлечены из пенополиуретана в осевом направлении. Испытания на сжатие показали, что максимальное усилие значительно различалось при всех положениях для PCF 20 (X, Y и Z), в то время как жесткость и максимальное напряжение были разными при X и Y и X и Z. Максимальное усилие вытягивания было значительно разным при всех положениях для PCF 10. При других плотностях пенополиуретана существенных различий отмечено не было. Авторами отмечено, что ориентация пенополиуретана с меньшей плотностью может существенно повлиять на результаты испытаний на вырыв винтов, рекомендовано использовать для экспериментальных испытаний одну известную ориентацию блока пенополиуретана. (Bennie S. et al., 2024).

Известен рентгенпрозрачный 3-осевой механический испытательный стенд для позвоночника, содержащий микрокомпьютерный томограф, предназначенный для определения нагрузок на костную ткань позвонков в режиме реального времени. В испытаниях по оценке максимального диапазона деформаций при сжатии, сгибании/разгибании и боковом сгибании, ступенчатой компрессионной нагрузке, проведенных авторами на

свиных позвонках было подтверждено, что ступенчатое нагружение сжатием, проведенное на установке, практически соответствует непрерывному нагружению того же образца в промышленной машине для испытания на сжатие. При помощи программного обеспечения для визуализации воксельных данных изучены детали трабекулярной микроархитектуры целого позвонка, прогибающегося при 12,1%-ной компрессионной нагрузке. Проведенная авторами серия тестов подтвердила пригодность установки в качестве устройства, включающего в себя тестирование позвоночника и его визуализацию (Si-Ное К.М., 2006).

Еще в одном сходном исследовании авторами был разработан метод оценки перераспределения нагрузок в результате искусственных повреждений в теле позвонка для оценки риска переломов при метастатическом поражении позвоночника. Пять свиных позвонков протестированы на сжатие с силой до 6500 Н с помощью микрокомпьютерного томографа. Для каждого образца были получены изображения до и после приложения нагрузки, до и после введения искусственных повреждений. Основные деформации были рассчитаны в кости с помощью цифровой объемной корреляции. Все интактные образцы показали равномерное распределение напряжений, с максимальным основным напряжением в диапазоне от -1,8% до -0,7% в середине позвонка, что свидетельствует о надежности метода. Аналогичные распределения напряжений были обнаружены для интактных позвонков в разных областях. Авторами отмечено, что нанесенное в ходе эксперимента повреждение, как правило, удваивало деформацию в средней части образца, вероятно, из-за концентрации напряжений вблизи дефекта (Palanca M. et al., 2021).

Помимо биомеханических исследований, выполненных только *in vitro* на пластиковых моделях позвонков или кадаверном материале, проводились исследования *in vivo* у взрослых пациентов. Изучали эффективность измерения крутящего момента для прогнозирования жесткости фиксации ТВ. Сначала для измерения крутящего момента при нарезании резьбы

использовали пенополиуретан различной плотности. Проводили сравнительный анализ крутящего момента при установке ТВ и силы осевого вытягивания ТВ между группами с недостаточным и одинаковым количеством витков резьбы. Затем, для исследования *in vivo*, у 45 пациентов интраоперационно измерены сила нажатия и момент введения ТВ. Следующим этапом проводили корреляционный анализ между моментом постукивания, минеральной плотностью костной ткани шейки бедра и поясничных позвонков и моментом введения. Авторами показано, что крутящий момент при нарезании резьбы *in vivo* достоверно коррелировал с моментом установки и силой вытягивания независимо от размеров нарезания резьбы ($r = 0,98$, $p < 0,001$). Средний момент нажатия и вставки *in vivo* составил $1,48 \pm 0,73$ и $2,48 \pm 1,25$ Нм соответственно ($p < 0,001$). Момент введения ТВ достоверно коррелировал с моментом нарезания резьбы и двумя параметрами минеральной плотности костной ткани. Авторами сделан вывод, что момент затяжки является надежным показателем фиксации ТВ и позволяет хирургам улучшить целостность зоны «кость-винт» путем внесения изменений перед фактическим введением винта (Matsukawa K. et al., 2020).

Симоновичем А.Е. с соавторами (2009) для измерения жесткости позвоночного сегмента во время декомпрессивных операций при хирургическом лечении дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника был создан динамометр-дистрактор, содержащий ветви и рычаги. Авторы измеряли жесткость двигательного сегмента позвоночника, вводя рабочие концы динамометра-дистрактора в межпозвоночный диск через отверстие, образовавшееся при удалении грыжи межпозвоночного диска при дегенеративно-дистрофических заболеваниях позвоночника (Пат. 2376950, Симонович А.Е. с соавт., 27.12.2009).

Воротниковым А.А. с соавторами (2020) описано многофункциональное устройство со сменными хирургическими инструментами для измерения воздействующих на них сил и моментов при

проведении нейрохирургических операций. Устройство было конструктивно основано на единой ручке со встроенным датчиком, измеряющим силы и моменты, и имело набор сменных хирургических инструментов (долото, ретрактор, стамеска, шпатель, проводник, щуп, распатор, скальпель, шило, дрель), устанавливаемых на датчик сил и моментов при помощи нескольких переходников (фланцев). Авторами отмечено, что данное устройство позволяет измерять силы и моменты, возникающие от взаимодействия сменных хирургических инструментов с тканями человека с учетом веса и размера сменного инструмента (Пат. 2736162, Воротников А.А. с соавт., 12.11.2020)

1.3. Использование метода конечных элементов в хирургии позвоночника

Интересно отметить, что метод конечных элементов (МКЭ) был создан советскими учеными в 1936 году, но из-за ограничений возможностей проведения большого массива вычислительных манипуляций в то время МКЭ не был разработан. Толчком к дальнейшему развитию МКЭ послужила необходимость решения вопросов, задач и исследований, проведенных инженерами в 50-х годах XX века в области космонавтики. Название – метод конечных элементов - было введено в 1960 году Р. Клаффом. Дальнейшая разработка и внедрение на практике в 1960-х годах осуществлялись Леонардом Оганесяном. На основе алгоритмов МКЭ автором был создан пакет прикладных программ для решения задач тепло- и массообмена, который использовался вычислительными центрами различных предприятий Ленинграда (Зенкевич О., 1975).

В 70-х годах прошлого века появилась и начала развиваться математическая теория конечных элементов (работы И. Бабушки, Р. Галлагера, Ж. Деклу, Дж. Одена, Г. Стренга, Дж. Фикса). Советские ученые также внесли значительный вклад в развитие теории МКЭ (В.Г. Корнеев, Л.А. Розин). В ходе дальнейшего совершенствования стандартных МКЭ-схем

Сахаров А.С. и Киричевский В.В. создали моментную схему конечных элементов, которая позволила учесть основные свойства жестких перемещений и нивелировать "эффект ложного сдвига". (Зенкевич О., Морган К., 1986).

В настоящее время большая часть теоретических инженерных расчетов на прочность выполняется с использованием МКЭ. Предлагаются различные реализации этого метода для моделирования физических процессов диффузии, теплопроводности, гидродинамики, механики, электродинамики и т.д. (Боровков А.И. и др., 2012). Естественно, что он также используется в различных областях дисциплин, связанных с вопросами медицины.

В специальной литературе имеется достаточно большое количество публикаций, в которых анализируются вопросы моделирования нагрузок на позвоночник, на отдельно взятые шейные, грудные и поясничные позвонки, а также межпозвоночные диски. Ряд исследователей проводят моделирование силовых корригирующих воздействий и оценку получаемых напряжений как непосредственно в самом позвоночнике, так и в используемых в процессе анализа твердотельных моделей различных позвоночных эндокорректоров, транспедикулярных шурупов и стержней (Puttlitz C.M. et al., 2001; Renner S.M. et al., 2007; Chen S.H. et al., 2012; Hong J.T. et al., 2014; Duan Y. et al., 2015; Wang Y. et al., 2017; Khuyagbaatar B. et al., 2018; Nakashima D. et al., 2018; Hammer N. et al., 2019; Park T.H. et al., 2019; Yang B. et al., 2019; Ma L. et al., 2024; Xu C. et al., 2024).

Существуют работы, в которых проводится модельный анализ различных способов установки транспедикулярных шурупов в позвонки для определения их устойчивости к нагрузкам, которые могут вызвать дестабилизацию металлической конструкции из-за перелома, смещения или выхода транспедикулярного опорного элемента из тела позвонка (Chevalier Y. et al., 2018; Wang H. et al., 2018; Bianco R.J. et al., 2019; Guvenc Y. et al., 2019; Xu M. et al., 2019; Farooqi A.S. et al., 2024; Tao E.X. et al., 2024). Однако большинство этих исследований посвящено лечению пациентов с

оконченным ростом костей позвоночника (дегенеративно-дистрофические заболевания, нестабильность и травмы позвоночника, дегенеративный сколиоз) с патологией, характерной для пожилых пациентов (Bereczki F. et al., 2024; Çelik T. et al., 2024; Collins A.P. et al., 2024; Wang D.H. et al., 2024).

Имеются только отдельные исследования, в которых проводят твердотельный анализ нагрузок на позвоночник и транспедикулярные опорные элементы именно у детей. Так Sairyo K. и соавт. разработали и подвергли анализу трехмерную нелинейную модель поясничного отдела позвоночника ребенка с целью выявления с точки зрения механики причин перелома задних отделов апофиза тела позвонка. Авторами были проведены математические расчеты напряжений Мизеса в структурах, контактирующих с ростковой пластинкой тела позвонка (костное кольцо апофиза и замыкательная пластинка). В конечном итоге был смоделирован эффект спондилолиза в зависимости от степени и режима при испытываемых нагрузениях. Авторами показано достоверное увеличение концентрации напряжений при спондилолизной модели позвонка в сравнении с итактной моделью (Sairyo K. et al., 2006). Clin J. и соавт. провели твердотельный анализ воздействия сил гравитации при вертикальном положении пациента на позвоночник в условиях сколиотической деформации позвоночника. Данное исследование позволило осуществить реализацию процесса моделирования приложения силы земного притяжения в центрах тяжести для каждого из отдельно взятых в процессе твердотельного анализа позвонков (Clin J. et al., 2011). Sevrain A. и соавт. на основе проведенного твердотельного моделирования пояснично-крестцового сегмента позвоночника в поисках определения специфических предикторов прогрессирующего смещения L5 позвонка у подростков показали, что прогрессирующее антелистеа у детей с наибольшей степенью влияния на сагиттальный баланс связано с одним из параметров позвоночно-тазовых соотношений, а именно, с наклоном крестца (Sevrain A. et al. 2012). В ряде исследований при помощи твердотельного моделирования оценивают

особенности силовых напряжений у детей с прогрессирующим течением инфантильного и ювенильного сколиозов при предполагаемой инструментальной коррекции деформации позвоночника. Cobetto N. и соавт. при помощи МКЭ провели анализ модуляции роста тел позвонков при коррекции сколиоза. В созданную авторами твердотельную модель были заложены такие оцениваемые параметры, как степень натяжения троса, исходное положение транспедикулярных шурупов и их положение после выполненной коррекции деформации позвоночника в трех плоскостях. Авторами показано, что увеличение эквивалентных напряжений на замыкательных пластинках тел позвонков на 23%, возникающее при натяжении троса по выпуклой стороне сколиоза. В тоже время, положение транспедикулярных опорных элементов оказывало большее влияние на распределение силовых векторов в вентро-дорзальном направлении. В положении лежа выявлено значимое изменение эквивалентных напряжений на выпуклой стороне апикальной зоны деформации по сравнению с положением стоя - 72% против 55% (Cobetto N. et al., 2018). Имеются также исследования, в которых авторы проводили сравнительное твердотельное моделирование процесса хирургической коррекции деформации позвоночника при помощи реберно-позвоночных и вентральных тросовых систем у детей при сколиозе с ранним началом. Установлены различия в полученных эквивалентных напряжениях в зависимости от используемой техники и специфических характеристик исследуемых пациентов, показана вариабельность в результатах коррекции сколиотической деформации (Aubin S.É. et al., 2018). Проводились исследования МКЭ у детей при ювенильном идиопатическом сколиозе с целью установления зависимости между подвижностью сколиотической дуги и частотой проведения этапных вмешательств для нивелирования усталостных переломов стержней «растущей» металлоконструкции (Agarwal A. et al., 2018).

Имеются также работы, посвященные вопросам твердотельного моделирования коррекции сколиотической деформации у детей с

использованием полисегментарных транспедикулярных систем. Musaroor A. и соавт. разработали и отвалидировали твердотельную модель грудного отдела позвоночника для оценки влияния эквивалентных напряжений, возникающих в ходе коррекции деформации позвоночника при идиопатическом сколиозе, и выявления взаимосвязей с «плотностью» установленных транспедикулярных опорных элементов. Авторами в ходе эксперимента показано, что увеличение количества транспедикулярных шурупов не оказывает значимого влияния на получаемую коррекцию деформации позвоночника. Распределение напряжений значимо больше при использовании более высокой плотности установки ТВ (Musaroor A. et al., 2018).

Clin J. и соавт. проанализировали взаимосвязь между высокой и низкой плотностью установки транспедикулярных шурупов и получаемой величиной коррекции сколиотической деформации у детей с идиопатическим сколиозом. На основании твердотельного имитационного анализа авторами продемонстрирована идентичная по величине коррекция фронтальной деформации позвоночника при использовании спинальных систем ТПФ как с высокой, так и с низкой плотностью установки ТВ. Коррекция сколиоза значима выше при использовании моноаксиальных шурупов - 77% по сравнению с мультиаксиальными опорными элементами - 69%. Уменьшение количества имплантированных транспедикулярных опорных элементов приводило к увеличению нагрузок на них после завершения коррегирующих манёвров (Clin J. et al., 2019).

Абдалиевым С.С. (2021) на основании созданной в ходе исследования твердотельной модели ВДП с ТПФ определена локализация наибольших напряжений, определяющихся при нагружении рассматриваемых зон фиксации вертикальным усилием в 500 Н, имитирующим вес верхней части тела в положении стоя. Автором показано, что наибольшие эквивалентные напряжения развивались при зоне фиксации позвоночника двумя парами транспедикулярных шурупов, которые были имплантированы в позвонки,

соседние по отношению к аномальному. Система ТПФ, включающая в себя четыре пары транспедикулярных шурупов обладала наименьшими показателями эквивалентных напряжений. ТПФ с двенадцатью транспедикулярными опорными элементами занимала промежуточное место между первым и вторым вариантами зон фиксации с четырьмя парами винтов (Абдалиев С.С., 2021).

Бао В.Х. с соавторами (2024) провели анализ МКЭ биомеханического воздействия различных вариантов протяженности инструментального спондилодеза у ребенка с врожденным сколиозом на дистальные смежные сегменты позвоночника и смещение туловища после удаления полупозвонка из дорсального доступа. Установлено, что после удаления полупозвонка и ТПФ, блокируемые сегменты могут быть надлежащим образом удлинены, а послеоперационный период сокращен с целью уменьшением дисбаланса напряжений между левой и правой частями межпозвонкового диска ниже L4 позвонка, а также горизонтального смещения дистального сегмента смежного с L4 позвонком (Бао В.Х. et al., 2024).

1.4. Применение шаблонов-направителей в хирургии позвоночника

В настоящее время при хирургической коррекции врожденных деформаций позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков у детей наибольшее распространение получила экстирпация полупозвонка с последующим радикальным исправлением искривления и фиксацией позвоночника локальной металлоконструкцией в раннем возрасте (Виссарионов С.В. с соавт., 2012; Виссарионов С.В. с соавт., 2013; Рябых С.О. с соавт., 2017).

Проведение хирургического вмешательства при врожденных сколиозах у детей более старшего возраста не позволяет получить радикальную коррекцию деформации (Михайловский М.В. с соавт., 2015). Использование метода транспедикулярной фиксации по сравнению с ламинарной с позиций

биомеханики обладает преимуществами, однако, несет в себе риск возможной мальпозиции винтов, обусловленной, прежде всего, структуральными изменениями позвонков на фоне сколиотического процесса и пороков развития позвоночного столба (Кулешов А.А. с соавт., 2012). В связи с этим, важной составляющей в хирургическом лечении пациентов с врожденным сколиозом является контроль и обеспечение корректной установки транспедикулярных опорных элементов. Основным, достаточно широко распространенным методом установки ТВ в хирургии позвоночника в целом, и у пациентов детского возраста с врожденными деформациями, является метод «свободной руки» с последующим флюороскопическим контролем корректности положения опорных элементов в телах позвонков (Губин А.В. с соавт., 2015). В зарубежной литературе имеются единичные исследования, в которых авторы проводят анализ корректности положения ТВ, установленных детям с врожденными деформациями позвоночника при помощи интраоперационного компьютерного томографа (O-arm) и системы активной оптической навигации (Larson A.N. et al., 2012).

В последнее время все большее распространение получает использование шаблонов-направителей для установки ТВ при различных заболеваниях и деформациях позвоночного столба (травма позвоночника, дегенеративно-дистрофические и воспалительные заболевания, патология кранио-вертебральной области, идиопатический сколиоз и др.). Данные этих публикаций показывают достаточно высокую точность и корректность положения ТВ, установленных в костные структуры позвонков в различных его анатомических отделах (Lu S. et al., 2009; Hu Y. Et al., 2016; Putzier M. et al., 2017).

При проведении анализа современной литературы, посвященной вопросам применения ШН для формирования каналов и установки ТВ *in vitro*, необходимо отметить, что имеются исследования, в которых авторы проводят оценку эффективности использования ШН для установки ТВ в шейном отделе (Berry E et al., 2005; Ryken T.C. et al., 2009; Lu S. et al., 2011;

Bundoc R.C. et al., 2017), грудном (Ma T. Et al., 2012; Chen H. Et al., 2016) и поясничном отделах позвоночника (Radermacher K. et al., 1998; Birnbaum K. et al., 2001; Shao Z.X. et al., 2017; Wang X. et al., 2017). Кроме того, имеются работы, в которых анализируется корректность положения ТВ, установленных при помощи ШН как в грудном, так и в поясничном отделах позвоночника (Berry E. et al., 2005; Lamartina C. et al., 2015; Farshad M. et al., 2017) (табл. 1.1).

Таблица 1.1. Данные литературы по использованию ШН in vitro

Отдел позвоночника	Автор	Вид исследования	Возраст	Количество винтов	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorSrew, %/(абс.)
					0	1	2	3	0+1	
Ct	Lu S. et al., 2011	КИ	>18	84	97,6% (82)	2,4% (2)	-	-	-	
СА	Berry E. et al., 2005	КИ	>18	4	-	-	-	-	-	100%
	Ryken T.C. et al., 2009	КИ	>18	20	-	-	-	-	-	95% (19)
	Bundoc R.C. et al., 2017	ПМ+КИ	>18	50	-	-	-	-	-	94% (47)
Т	Ma T. et al., 2012	ПМ +КИ ШН versus FH	> 18	ШН – 240	93,4% (224)	6,6 % (16)	-	-	100%	-
				FH – 240	65% (156)	24,2% (58)	4,2% (10)	-	89,2% (214)	
	Chen H. et al., 2016	КИ	> 18	50	-	-	-	-	-	100% (50)

*Примечание: Ct – весь шейный отдел позвоночника, СА – субаксиальный сегмент, Т – грудной отдел, ШН - шаблон-направитель, FH – метод «свободной руки», ПМ - пластиковая модель позвонков, КИ - кадаверное исследование, ШН versus FH – сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и метода «свободной руки», CorScrew – корректность положения винтов

Таблица 1.1 (продолжение). Данные литературы по использованию ШН in vitro

Отдел позвоночника	Автор	Вид исследования	Возраст	Количество винтов	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorScrew %/(абс.)
					0	1	2	3	0+1	
L	Radermacher K. et al., 1998	КИ	>18	-	-	-	-	-	-	100
	Birnbaum K. et al., 2001	КИ	>18	-	-	-	-	-	-	100
	Shao Z.X. et al., 2017	ПМ	подростки	30	-	-	-	-	-	100/(30)
	Wang X. et al., 2017	КИ ШН versus FH	6-13	ШН – 20	-	-	-	-	-	100/(20)
				FH – 20	-	-	-	-	-	85/(17)
T+L	Berry E. et al., 2005	КИ	> 18	46	-	-	-	-	-	71,7/(13)
	Lamartina C. et al., 2015	КИ	-	54	77,8/(42)	13,5(7)	8,7/(5)	-	91,3/(49)	-
	Farshad M. et al., 2017	КИ ШН versus FH	> 18	ШН – 48	58,3	39,6	2,1	-	97,9	-
				FH – 48	43,8	37,5	10,4	8,3	81,3	

*Примечание: L- поясничный отдел, T+L – грудной и поясничный отделы позвоночника, ШН - шаблон-направитель, FH – метод «свободной руки», ПМ - пластиковая модель позвонков, КИ - кадаверное исследование, ШН versus FH – сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и метода «свободной руки», CorScrew – корректность положения винтов

Ряд авторов проводили кадаверные исследования, заключающиеся в МСКТ-сканировании препаратов позвонков и компьютерной обработке полученных данных с последующей 3D-печатью ШН и их апробацией на кадаврах (Коваленко Р.А. с соавт., 2019; Radermacher K. et al., 1998; Berry E. et al., 2005; Birnbaum K. et al., 2001; Ryken T.C. et al., 2009; Lu S. et al., 2011; Lamartina C. et al., 2015; Chen H. et al., 2016). Имеются также исследования, где установка ТВ при помощи ШН осуществлялась в пластиковые модели позвонков, полученные при МСКТ-исследовании пациентов с интактным позвоночником (Shao Z.X. et al., 2017). В ряде работ авторами сначала создавалась пластиковая модель позвонков на основе данных, полученных при МСКТ-сканировании кадаверных препаратов позвоночника, отработывалась методика и дизайн ШН, а затем выполнялась установка ТВ в позвонки исследуемых объектов (Ma T. et al., 2012; Bundoc R.C. et al., 2017).

В целом по данным проведенных исследований при помощи ШН *in vitro* было установлено от 4 до 240 винтов, всего - 646 винтов (Radermacher K. et al., 1998; Birnbaum K. et al., 2001; Berry E. et al., 2005; Ryken T.C. et al., 2009; Lu S. et al., 2011; Ma T. et al., 2012; Lamartina C. et al., 2015; Chen H. et al., 2016; Bundoc R.C. et al., 2017; Farshad M. et al., 2017; Shao Z.X. et al., 2017; Wang X. et al., 2017).

Корректность положения ТВ по степени смещения по данным литературы составила: Grade 0 от 58,3% до 97,6%, Grade I – от 2,4% до 39,5%, Grade II – 8,7%, со степенью смещения Grade 0 + Grade I - от 91,3% до 100%. Мальпозиций винтов со степенью смещения Grade III не отмечено (Lu S. et al., 2011; Ma T. et al., 2012; Lamartina C. et al., 2015; Farshad M. et al., 2017). В работах, где авторами анализ мальпозиций ТВ по степени смещения не проводился, корректное положение винтов составило от 71,7% до 100%, в среднем – 96% (Radermacher K. et al., 1998; Birnbaum K. et al., 2001; Berry E. et al., 2005; Ryken T.C. et al., 2009; Chen H. et al., 2016; Bundoc R.C. et al., 2017; Shao Z.X. et al., 2017; Wang X. et al., 2017).

В ряде исследований авторы проводили сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных методом «свободной руки» и при помощи ШН. Корректное положение ТВ, проведенных при навигации ШН, составило от 97,9% до 100%, и было достоверно выше ($p < 0,05$) корректности ТВ, установленных при помощи метода «свободной руки» - от 81,3% до 89,2% (Ma T. et al., 2012; Farshad M. et al., 2017; Wang X. et al., 2017).

По возрастному распределению материалом большей части исследований послужили препараты позвонков кадавров старше 18 лет (Radermacher K. et al., 1998; Birnbaum K. et al., 2001; Berry E. et al., 2005; Ryken T.C. et al., 2009; Lu S. et al., 2011; Ma T. et al., 2012; Lamartina C. et al., 2015; Chen H. et al., 2016; Bundoc R.C. et al., 2017; Farshad M. et al., 2017; Shao Z.X. et al., 2017). Нами найдено только одно кадаверное исследование, анализирующее использование ШН в поясничном отделе позвоночника у детей в возрасте от 6 до 13 лет. Авторы изготовили 10 ШН, при помощи которых установили 20 винтов в поясничный отдел позвоночника, мальпозиций ТВ не выявлено (Wang X. et al., 2017).

При анализе работ, посвященных вопросам применения ШН для проведения ТВ в позвонки *in vivo*, необходимо отметить, что достаточно большое количество публикаций затрагивает проблематику использования винтовой фиксации в шейном отделе позвоночника (Бурцев А.В. с соавт., 2018, 2019; Коваленко Р.А. с соавт., 2019; Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009; Kawaguchi Y. et al., 2012; Kaneyama S. et al., 2014, 2015; Jiang L. et al., 2017; Sugawara T. et al., 2017). Такое акцентирование внимания на данный отдел позвоночника обусловлено его анатомическими особенностями (малые размеры корней дуг, близость позвоночных артерий), требующими высокой точности и корректности установки винтовых опорных элементов. Ряд исследователей анализировали применение ШН в шейном отделе позвоночника в целом, включая как атланта-аксиальный сегмент, так и субаксиальный отдел (Бурцев А.В. с соавт., 2018, 2019; Lu S. et al., 2009;

Kawaguchi Y. et al., 2012). Другие авторы разрабатывали данную технологию для установки винтов с различными способами фиксации только в атланто-аксиальном сегменте шейного отдела позвоночника (Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009; Kaneyama S. et al., 2014; Jiang L. et al., 2017; Sugawara T. et al., 2017). Существуют публикации, отражающие аспекты использования ШН в субаксиальном сегменте шейного отдела позвоночника (Kaneyama S. et al., 2015).

Имеются исследования, отдельно посвященные вопросам использования ШН для установки ТВ в грудном (Коваленко Р. А. с соавт., 2020; Lu S. et al., 2012; Sugawara T. et al., 2013; Hu Y. et al., 2016; Takemoto M. et al., 2016; Pan Y. et al., 2018) и поясничном отделах позвоночника (Lu S. et al., 2009; Merc M. et al., 2013; Azimifar F. et al., 2017). Рядом авторов опубликованы работы, где анализируется корректность положения ТВ, установленных при помощи ШН как в грудном, так и в поясничном отделах позвоночника (Putzier M. et al., 2017; Liu K. et al., 2017) (табл. 1.2).

Таблица 1.2. Данные литературы по использованию ШН in vivo

Отдел	Автор	Вид исследования	N наблюдений, патология	Возраст	N ТВ	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorScrew, %/(абс.)
						0	1	2	3	0+1	
Ст	Lu S. et al., 2009	ПМ + in vivo	25: травма (10), спондилогенная миелопатия (4), базилярная инвагинация (11)	17–53	88	80,7/ (71)	15,9/ (14)	3,4/ (3)	-	96,6/ (85)	-
	Kawaguchi Y. et al., 2012	ПМ + in vivo	11: РА (7), врожденные аномалии (3), ДЦП (1)	57.4 (14–78)	44	95,4/ (42)	4,6/ (2)	-	-	-	-
	Бурцев А.В. с соавт., 2018	ПМ + in vivo	1: новообразование С2 позвонка	<18	6	-	-	-	-	-	100

*Примечание: Ст – весь шейный отдел позвоночника, ПМ - пластиковая модель позвонков, in vivo – установка пациентам ТВ при помощи ШН, РА – ревматоидный артрит, CorScrew – корректность положения винтов

Таблица 1.2 (продолжение). Данные литературы по использованию ШН in vivo

Отдел	Автор	Вид исследования	N наблюдений, патология	Возраст	N ТВ	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorScrew, %/(абс.)
						0	1	2	3	0+1	
АА	Goffin J. et al., 2001	КИ + in vivo	РА С1–С2, ВД, С0–С2, АА нестабильность	59 – 64	-	-	-	-	-	-	100
	Lu S. et al., 2009	ПМ + in vivo	9: БИ	17–53	19	-	-	-	-	-	100
	Kaneyama S. et al., 2014	ПМ + in vivo	23: кифоз, БИ (5), РА (4), OPLL (2), ЗК (2), опухоль (1), спондилоартропатия (1), анкилозирующий спондилит (1)	69,4 (54–86)	48	-	-	-	-	-	97,9/ (47)
	Jiang L. et al., 2017	In vivo ШН versus FH	54: ВД (26), травма (22), РА (6)	45,3 (12–54)	ШН – 100	96/(96)	4/(4)	-	-	100% (100)	-
					FH – 116	88,8/(103)	6,9/(8)	3,4/(4)	0,9/(1)	95,7/(111)	
Sugawara T. et al., 2017	ПМ + in vivo	12: АА дислокация (11), ЗК (1)	42-77	48	-	-	-	-	-	100	

*Примечание: АА – атланта-аксиальный сегмент, ШН - шаблон-направитель, FH – метод «свободной руки», ПМ - пластиковая модель позвонков, КИ - кадаверное исследование, in vivo – установка пациентам ТВ при помощи ШН, ШН versus FH – сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и метода «свободной руки», OPLL – оссификация задней продольной связки, БИ - базилярная импрессия, ВД – врожденная деформация, ЗК – зубовидная кость, РА – ревматоидный артрит, CorScrew – корректность положения винтов

Таблица 1.2 (продолжение). Данные литературы по использованию ШН in vivo

Отдел	Автор	Вид исследования	N наблюдений, патология	Возраст	N ТВ	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorScrew, %/(абс.)
						0	1	2	3	0+1	
СА	Kaneyama S. et al., 2015	ПМ + in vivo	20: шейный кифоз (7), РА (5), ДЦП (4), травма (1), OPLL (1), миелопатия (1), онкология (1)	66.9 (49 - 86)	80	97,5/(78)	2,5/(2)	-	-	100/(80)	-
Т	Lu S. et al., 2012	ПМ + in vivo	16: идиопатический сколиоз (14), врожденный сколиоз (2)	5–18	168	93,5/(157)	6,5/(11)	-	-	100/ (168)	
	Sugawara T. et al., 2013	ПМ + in vivo	10: OPLL (5), онкология (3), ДДЗП (2)	44–65	58	-	-	-	-	-	100/(58)
	Hu Y. et al., 2016	ПМ + in vivo	151: травма (76), онкология (20), ДДЗП (55)	52 (36-67)	582	-	-	-	-	-	96,1 / (559)
	Takemoto M. et al., 2016	ГМ + in vivo	36: идиопатический сколиоз (34), синдром Марфана (2)	15.0 (11–19)	420	98,4/(408)	1,4/(6)	0,2/(1)	-	99,8/(414)	-
				4: OPLL	55.3 (43–77)	46	-	-	-	-	-
Pan Y. et al., 2018	In vivo ШН versus FH	37: идиопатический сколиоз(деформация>90°)	16.4 (10-18)	ШН – 396	89,4/(354)	7,3/(29)	3,3/(13)	-	96,7/(383)	-	
				FH – 312	75/ (234)	11,9/ (37)	11,5/ (36)	1,6/ (5)	86,9/ (271)		

*Примечание: СА – субаксиальный сегмент, Т – грудной отдел, ШН - шаблон-направитель, FH – метод «свободной руки», ГМ - гипсовая модель позвонков, ПМ - пластиковая модель позвонков, in vivo – установка пациентам ТВ при помощи ШН, ШН versus FH – сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и метода «свободной руки», OPLL – оссификация задней продольной связки, ДДЗП – дегенеративно-дистрофическое заболевание позвоночника, РА – ревматоидный артрит, CorScrew – корректность положения винтов

Таблица 1.2 (продолжение). Данные литературы по использованию ШН in vivo

Отдел	Автор	Вид исследования	N наблюдений, патология	Возраст	N ТВ	CorScrew, Grade, %/(абс.)					CorScrew, %/(абс.)
						0	1	2	3	0+1	
L	Lu S. et al., 2009	КИ+ПМ+in vivo	6: ДДЗП (2), травма (4)	28–68	22	-	-	-	-	-	100/(22)
	Merc M. et al., 2013	In vivo ШН versus FH	20	> 50	ШН – 54	92,6/(50)	7,4/ (4)	-	-	100/ (54)	-
					FH – 54	83,3/(45)	14,8/ (8)	1,9/ (1)	-	98,1/ (53)	
Azimifar F. et al., 2017	ПМ + in vivo	20	> 18	20	-	-	-	-	-	100/ (20)	
T+L	Liu K. et al., 2017	In vivo ШН versus FH	10 (деформация>70 ⁰): идиопатический сколиоз (3), врожденный сколиоз (7)	17.7 (13–23)	ШН – 48	93,8/(45)	6,2/ (3)	-	-	100/ (48)	-
					FH – 104	78,8/(82)	18,3/ (19)	2,9/ (3)	-	97,1/ (101)	
	Putzier M. et al., 2017	ПМ + in vivo	4: идиопатический сколиоз (3), нейромышечный сколиоз (1)	17 (13-25)	76	84,2/(64)	11,8/ (9)	4/ (3)	-	96,1/ (73)	-

*Примечание: L- поясничный отдел, T+L – грудной и поясничный отделы позвоночника, ШН - шаблон-направитель, FH – метод «свободной руки», ПМ - пластиковая модель позвонков, КИ - кадаверное исследование, in vivo – установка пациентам ТВ при помощи ШН, ШН versus FH – сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и метода «свободной руки», ДДЗП – дегенеративно-дистрофическое заболевание позвоночника, CorScrew – корректность положения винтов

В большей части публикаций дизайн исследования заключался в предварительной отработке конструктивных особенностей формы ШН и установке ТВ в пластиковые модели позвонков, полученных путем прототипирования на основании данных МСКТ-сканирования позвоночника пациентов, с оценкой корректности положения винтов в прототипированных сегментах позвоночного столба. Затем, вторым этапом, в ходе хирургического вмешательства винтовые опорные элементы устанавливали при помощи ШН *in vivo* и проводили анализ корректности их положения относительно костных структур позвонков (Бурцев А.В. с соавт., 2018, 2019; Lu S. et al., 2009, 2012; Kawaguchi Y. et al., 2012; Sugawara T. et al., 2013, 2017; Kaneyama S. et al., 2014, 2015; Hu Y. et al., 2016; Azimifar F. et al., 2017; Putzier M. et al., 2017). В некоторых исследованиях вместо пластиковых моделей позвоночника использовали прототипы, напечатанные из титана (Takemoto M. et al., 2016). Рядом авторов отработка технологии установки и конструктивных особенностей ШН перед проведением хирургического вмешательства осуществлялась путем кадаверных исследований (Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009). Некоторые авторы осуществляли установку ТВ при помощи ШН непосредственно *in vivo*, в ходе хирургического вмешательства, не проводя предварительный этап прототипирования оперируемого сегмента позвоночника (Merc M. et al., 2013; Jiang L. et al., 2017; Liu K. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018).

В целом по данным литературы в проведенных исследованиях *in vivo* при помощи ШН было установлено от 6 до 582 винтов, всего - 2323 винта (Бурцев А.В. с соавт., 2018; Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009, 2012; Kawaguchi Y. et al., 2012; Merc M. et al., 2013; Sugawara T. et al., 2013, 2017; Kaneyama S. et al., 2014, 2015; Hu Y. et al., 2016; Takemoto M. et al., 2016; Azimifar F. et al., 2017; Jiang L. et al., 2017; Liu K. et al., 2017; Putzier M. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018).

При анализе распределения корректности положения ТВ по степени смещения были получены следующие результаты: положение ТВ,

описываемое как Grade 0, составило от 80,7% до 98,4% (среднее – 92,2%), Grade I – от 1,4% до 15,9% (среднее – 6,8%), Grade II – от 0,2% - до 4,0% (среднее – 2,7%), Grade 0 + Grade I - от 96,1% до 100% (среднее – 98,8%). Мальпозиций винтов со степенью смещения Grade III не отмечено (Lu S. et al., 2009, 2012; Kawaguchi Y. et al., 2012; Merc M. et al., 2013; Kaneyama S. et al., 2015; Takemoto M. et al., 2016; Jiang L. et al., 2017; Liu K. et al., 2017; Putzier M. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018). В тех работах, где авторы проводили анализ мальпозиций ТВ только по их наличию, без оценки степени смещения, корректное положение винтов составило от 96,1% до 100%, в среднем – 99,4% (Бурцев А.В. с соавт., 2018; Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009; Sugawara T. et al., 2013, 2017; Kaneyama S. et al., 2014; Hu Y. et al., 2016; Azimifar F. et al., 2017).

В ряде исследований был проведен сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных методом «свободной руки» и при помощи ШН. Корректное положение ТВ (Grade 0), проведенных при помощи ШН, составило от 92,6% до 96%, методом «свободной руки» - от 75% до 88,8%. Суммарный процент ТВ, имевших степень смещения Grade 0 + Grade I в группе с ШН составлял от 96,7% до 100% и был достоверно выше ($p < 0,05$) по сравнению с суммарным процентом ТВ, установленных методом «свободной руки» и имевших степень смещения Grade 0 + Grade I в пределах от 86,9% до 98,1% (Merc M. et al., 2013; Jiang L. et al., 2017; Liu K. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018;).

При анализе данных литературы установлено, что основная доля исследований, посвященных вопросам использования ШН в клинической практике, относится к категории пациентов старшего возраста (средний возраст - 51,5 лет), страдающих такой патологией позвоночника, как дегенеративно-дистрофические заболевания, ревматоидный артрит, атланто-аксиальная нестабильность на фоне аномалий развития краниовертебральной области, травма и метастазы опухолей в позвоночник (Goffin J. et al., 2001; Lu S. et al., 2009; Kawaguchi Y. et al., 2012; Merc M. et al., 2013; Sugawara T. et al.,

2013, 2017; Kaneyama S. et al., 2014, 2015; Hu Y. et al., 2016; Azimifar F. et al., 2017; Jiang L. et al., 2017).

Значительно меньшее количество работ посвящено применению ШН у пациентов детского возраста. В большинстве из них приводятся данные по использованию ШН в хирургическом лечении деформаций позвоночника при идиопатическом сколиозе, системных и врожденном сколиозах у детей старшего возраста (Бурцев А.В. с соавт., 2018; Косулин А.В. с соавт., 2019, 2020, 2021, 2022; Lu S. et al., 2012; Takemoto M. et al., 2016; Liu K. et al., 2017; Putzier M. et al., 2017; Pan Y. et al., 2018). В единичных публикациях отражен опыт применения ШН при хирургическом лечении детей с ВДП в дошкольном возрасте (Кокушин Д.Н. с соавт., 2020; Vissarionov S.V., et al. 2020).

Таким образом, при обобщенном анализе данных литературы необходимо отметить достаточно высокую точность установки ТВ при помощи ШН как *in vitro* (Grade 0+I - 91,3% - 100%), так и *in vivo* (Grade 0+I - 96,1% - 100%). Величина корректности ТВ, установленных методом «свободной руки», в которых авторы проводили сравнительный анализ корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН и методом «свободной руки» (Grade 0+I: 96,7% - 100% versus 86,9% - 98,1%).

Резюме

При проведении анализа специальной литературы, посвященной методологическим вопросам хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника и особенностям технологий вмешательства, не получено точных сведений относительно особенностей использования технологии шаблонов-направителей у детей с врожденными сколиозами, отсутствуют четкие и общепризнанные алгоритмы выбора оптимальной методики технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с ВДП грудной и поясничной локализации. Отсутствуют сведения о проведенных стендовых испытаниях для

определения нагрузок на позвоночник и спинальные системы у детей дошкольного и дошкольного возраста при изолированных и множественных пороках развития позвонков и синостоза ребер с учетом особенностей позвоночника у данной возрастной категории.

Остается достаточно высокой по данным литературы частота встречаемости таких осложнений как перелом опорных костных структур позвонков, ребер, дестабилизация металлоконструкции, трофические нарушения мягких тканей и перфорация кожных покровов элементами металлоконструкции при лечении пациентов с ВДП и синостозом ребер при использовании реберно-позвоночных систем.

На основании вышеперечисленного были сформулированы задачи исследования и определена его цель.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика диссертационного исследования

Работа выполнена в ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» Минздрава России. Представленное диссертационное исследование носило клинико-экспериментальный характер и состояло из четырех этапов. Первый, второй и третий этапы работы составили экспериментальную часть исследования, посвященную вопросам разработки технологий 3D-моделирования и прототипирования. Четвертый этап являлся клиническим исследованием применения разработанных технологий при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями позвоночника грудной и поясничной локализации.

Первый этап заключался в создании испытательного калибровочного стенда, блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника и проведении стендовых испытаний по определению нагрузок и корригирующих усилий спинальных систем, используемых для коррекции ВДП грудной и поясничной локализации у детей. Полученные результаты в ходе выполнения данного этапа явились основой для выполнения второго, третьего и четвертого этапов исследования.

Второй этап представлял собой разработку физико-механической модели позвонков у детей преддошкольного и дошкольного возраста с врожденной деформацией позвоночника с учетом возникающих нагрузок на позвоночно-двигательный сегмент при его фиксации транспедикулярными опорными элементами и твердотельное моделирование критических осевых нагрузок на низкопрофильную реберно-позвоночную систему при различных комбинациях типоразмеров ее компонентов с использованием метода конечных элементов. Данные второго этапа послужили основой для проведения третьего и четвертого этапов диссертационного исследования.

Третий этап заключался в создании программы-планировщика «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» для проведения 3-D моделирования и 3-D прототипирования методов хирургической коррекции и усовершенствованных спинальных систем при лечении детей с ВДП грудной и поясничной локализации и позволил последовательно реализовать заключительный клинический этап.

Четвертый этап исследования включал в себя проведение сравнительного анализа результатов хирургического лечения 225 детей с ВДП грудной и поясничной локализации, включавших в себя: 120 детей с изолированными пороками развития грудного и поясничного отделов позвоночника (Гр-1 - 60 пациентов, оперированных с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования; Гр-2 - 60 детей, оперированных с применением метода «свободной руки»), 80 пациентов с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне множественных пороков развития позвонков (Гр-1 - 20 детей, оперированных с применением ШН; Гр-2 - 30 детей, оперированных с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации; Гр-3, 30 детей, оперированных с применением метода «свободной руки») и 25 детей с врожденными деформациями грудного и грудопоясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков и синостоза ребер (Гр-1 - 10 детей, оперированных с применением усовершенствованной низкопрофильной реберно-позвоночной системы с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования; Гр-2 - 15 детей, коррекция ВДП выполнена с применением реберно-позвоночных систем без использования технологий 3D-моделирования и прототипирования).

В ходе выполнения четвертого этапа исследования разработаны и научно обоснованы алгоритмы хирургического лечения детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника с применением технологий 3-D моделирования и прототипирования (рис. 2.1).

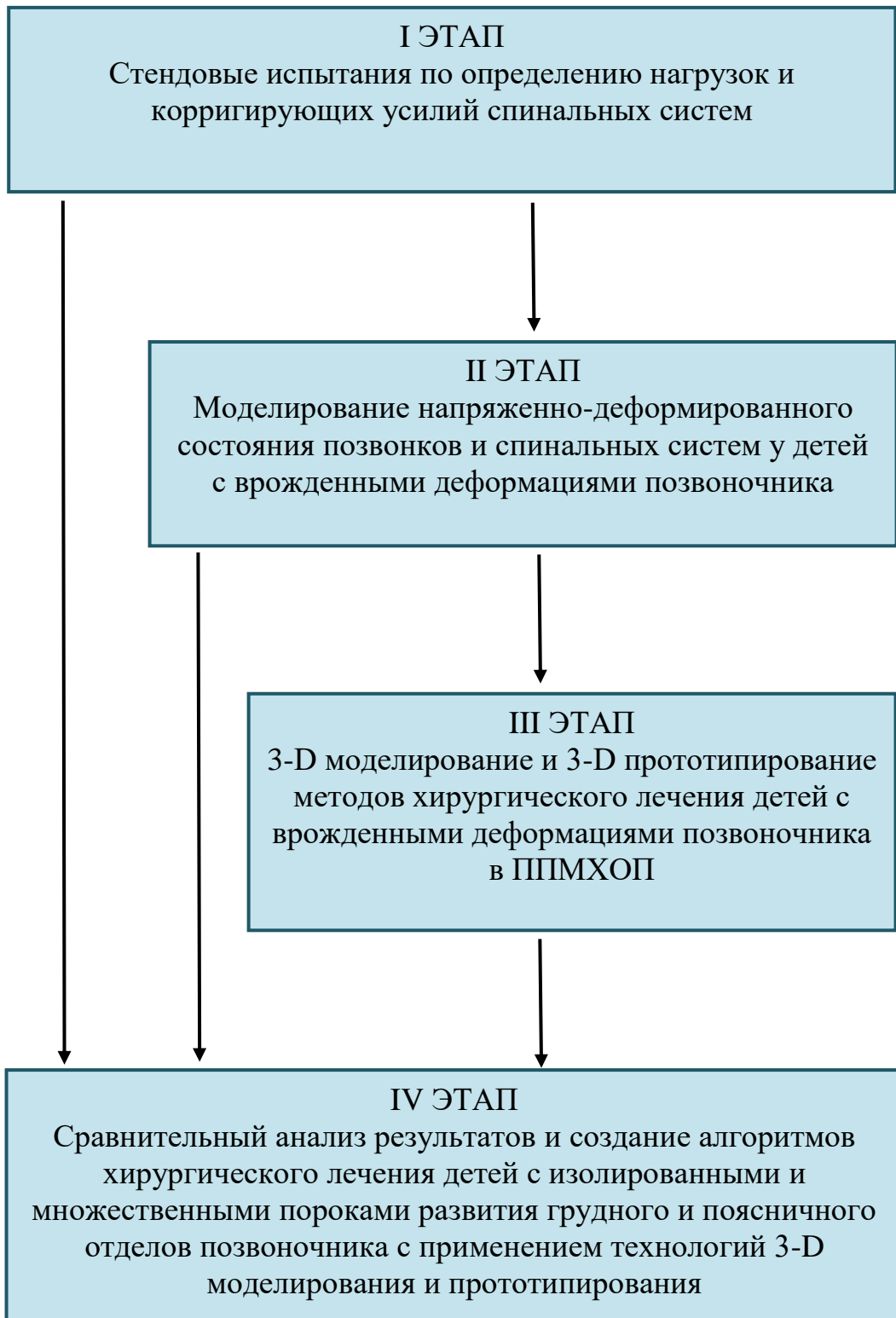


Рис. 2.1. Дизайн исследования

2.2. Стендовые испытания по определению нагрузок и корректирующих усилий спинальных систем

Для проведения испытаний по определению нагрузок и сил, развиваемых при приложении усилий к элементам различных металлоконструкций, используемых в хирургии позвоночника нами разработан стенд испытательно-калибровочный полифункциональный для спинальных систем (заявка на международное изобретение (ЕАРО) № 202300060, приоритет от 27.09.2023).

Данное устройство позволяет определить взаимосвязь между мускульной силой хирурга, прилагаемой к корректирующему спинальному инструментарию (дистрактор и/или контрактор) в зависимости от его конструктивных особенностей, и силой давления, которую оказывают опорные элементы спинальной металлоконструкции в зависимости от ее конструктивных особенностей при ее напряжении в ходе коррекции деформации позвоночника. На рисунках 2.2 - 2.10 последовательно представлены схемы опорной, реберной и позвоночной секции стенда по отдельности и в сборе, схема дистрактора тензометрического для определения мускульной силы хирурга, а также счетное устройство с индикацией, отражающее силу давления опорных элементов спинальной металлоконструкции и изображение стенда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем с установленной реберно-позвоночной системой.

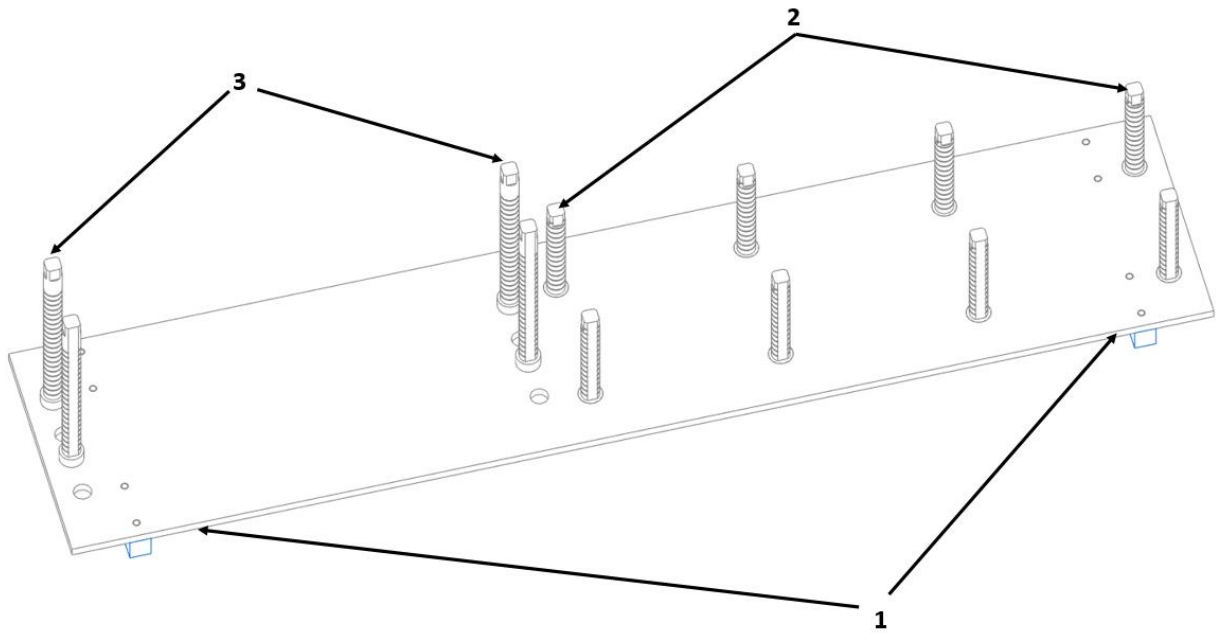


Рис. 2.2. Опорная секция станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем: 1 – основание; 2 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте позвоночной секции; 3 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте реберной секции

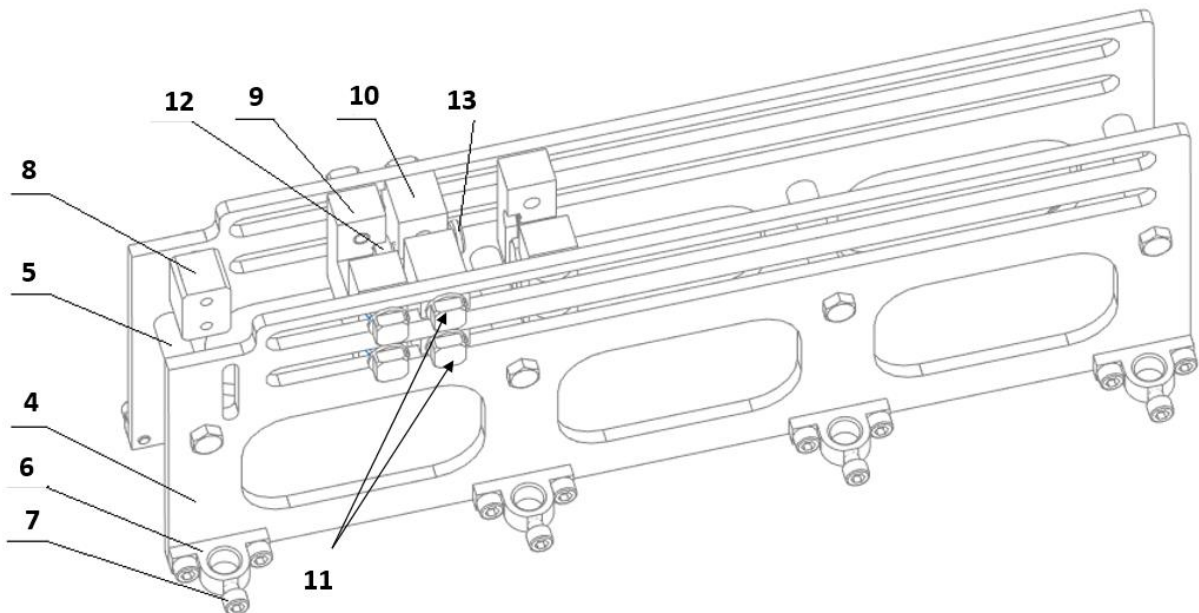


Рис. 2.3. Позвоночная секция станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем: 4 – стенка боковая; 5 – поперечина; 6 – проушина; 7 – винт; 8 – подпорка; 9 – брусок подвижный; 10 – брусок неподвижный; 11 – болт; 12 – миниатюрный тензодатчик; 13 – винт точного контакта

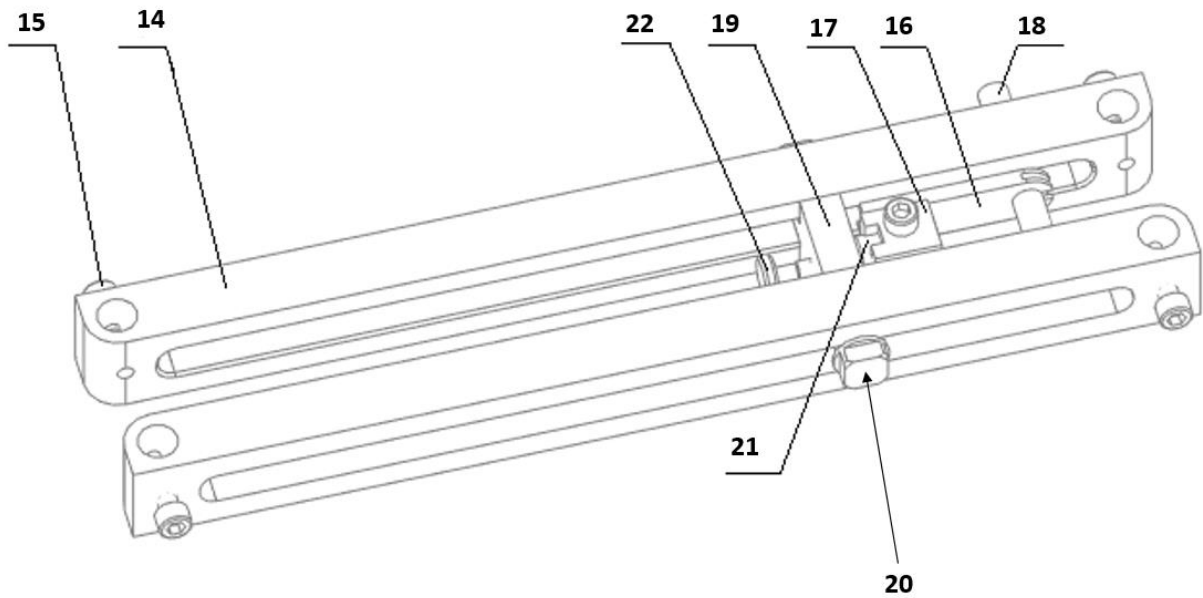


Рис. 2.4. Реберная секция станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем: 14 – направляющая; 15 – винт; 16 – скоба; 17 – квадрат; 18 – быстросъемный цилиндр; 19 – упор неподвижный; 20 – болт; 21 – миниатюрный тензодатчик; 22 – винт точного контакта

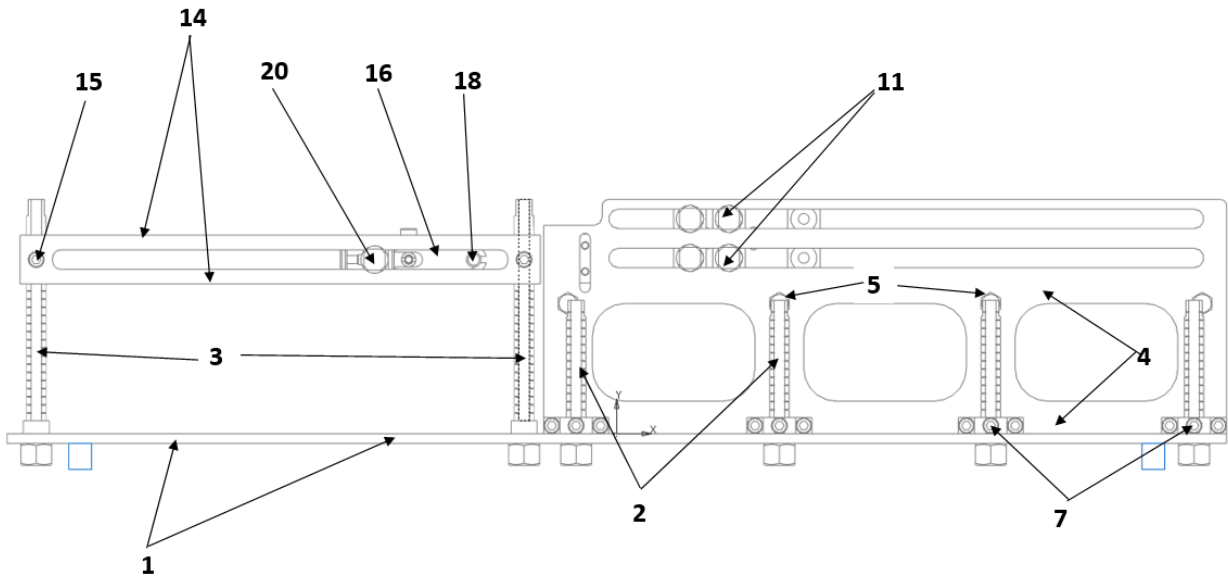


Рис. 2.5. Схема станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем, вид сбоку: 1 – основание; 2 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте позвоночной секции; 3 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте реберной секции; 4 – стенка боковая; 5 – поперечина; 7 – винт; 11 – болт; 14 – направляющая; 15 – винт; 16 – скоба; 18 – быстросъемный цилиндр; 20 – болт

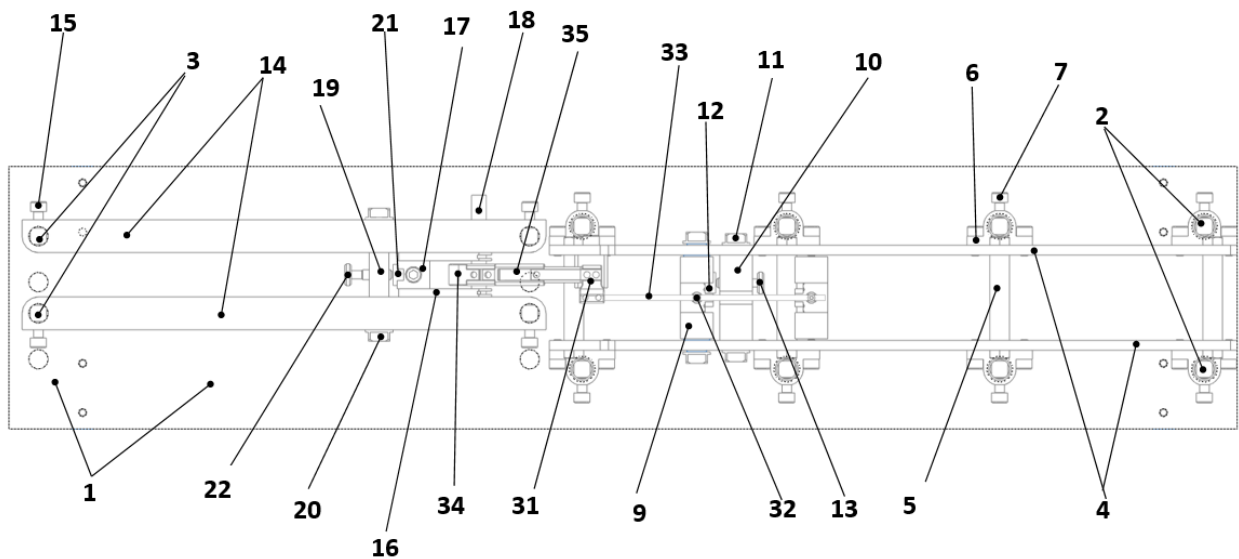


Рис. 2.6. Схема станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем, вид сверху: 1 – основание; 2 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте позвоночной секции; 3 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте реберной секции; 4 – стенка боковая; 5 – поперечина; 6 – проушина; 7 – винт; 9 – брусок подвижный; 10 – брусок неподвижный; 11 – болт; 12 – миниатюрный тензодатчик; 13 – винт точного контакта; 14 – направляющая; 15 – винт; 16 – скоба; 17 – квадрат; 18 – быстросъемный цилиндр; 19 – упор неподвижный; 20 – болт; 21 – миниатюрный тензодатчик; 22 – винт точного контакта; 31 – адаптор реберно-позвоночной конструкции; 32 – винт реберно-позвоночной конструкции; 33 – штанга реберно-позвоночной конструкции; 34 – крюк реберно-позвоночной конструкции; 35 – реберная часть реберно-позвоночной конструкции

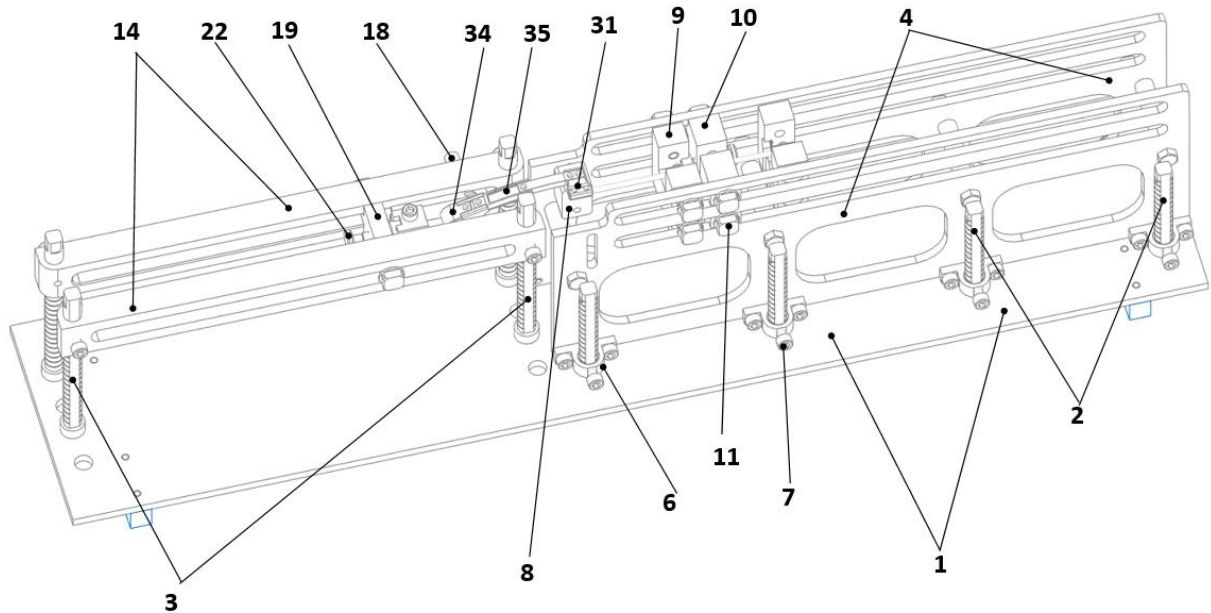


Рис. 2.7. Схема станда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем в аксонометрической проекции: 1 – основание; 2 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте позвоночной секции; 3 – стойки, предназначенные для регулировки по высоте реберной секции; 4 – стенка боковая; 6 – проушина; 7 – винт; 8 – подпорка; 9 – брусок подвижный; 10 – брусок неподвижный; 11 – болт; 14 – направляющая; 18 – быстросъемный цилиндр; 19 – упор неподвижный; 22 – винт точного контакта; 31 - адаптор реберно-позвоночной конструкции; 34 - крюк реберно-позвоночной конструкции; 35 - реберная часть реберно-позвоночной конструкции

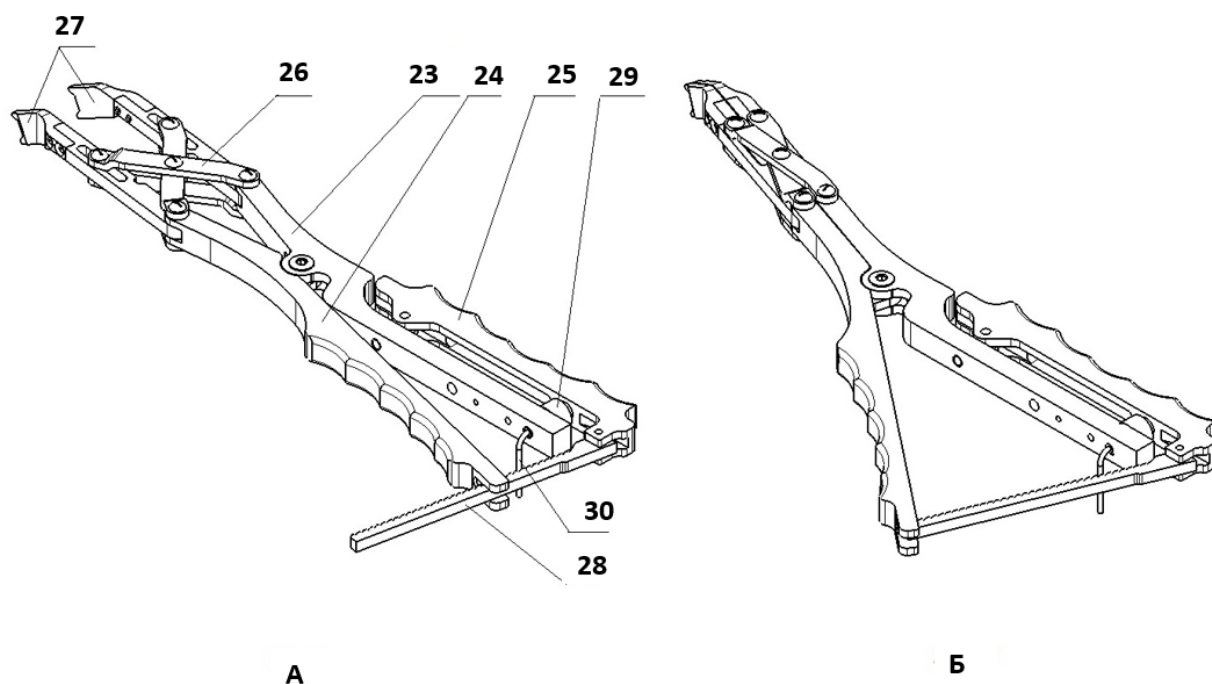


Рис. 2.8. Дистрактор тензометрический стенда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем (А – в раскрытом положении, Б – в сведенном положении): 23 – рукоятка правая; 24 – рукоятка левая; 25 – накладка; 26 – механизм передачи усилия от рукояток; 27 – насадки для непосредственной дистракции реберно-позвоночной конструкции; 28 – трещотка зубчатая для фиксации дистрактора тензометрического в любом положении во время работы; 29 – датчик тензометрический с рабочим диапазоном до 100кг; 30 – кабель от датчика тензометрического

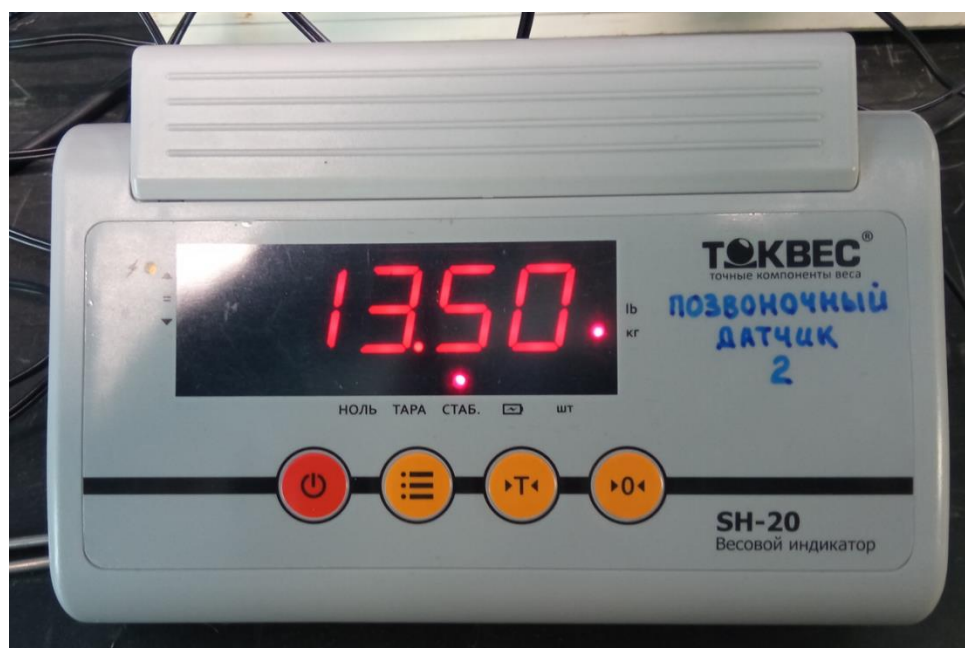


Рис. 2.9. Счетное устройство с индикацией, преобразующее сигнал в мВ в кг

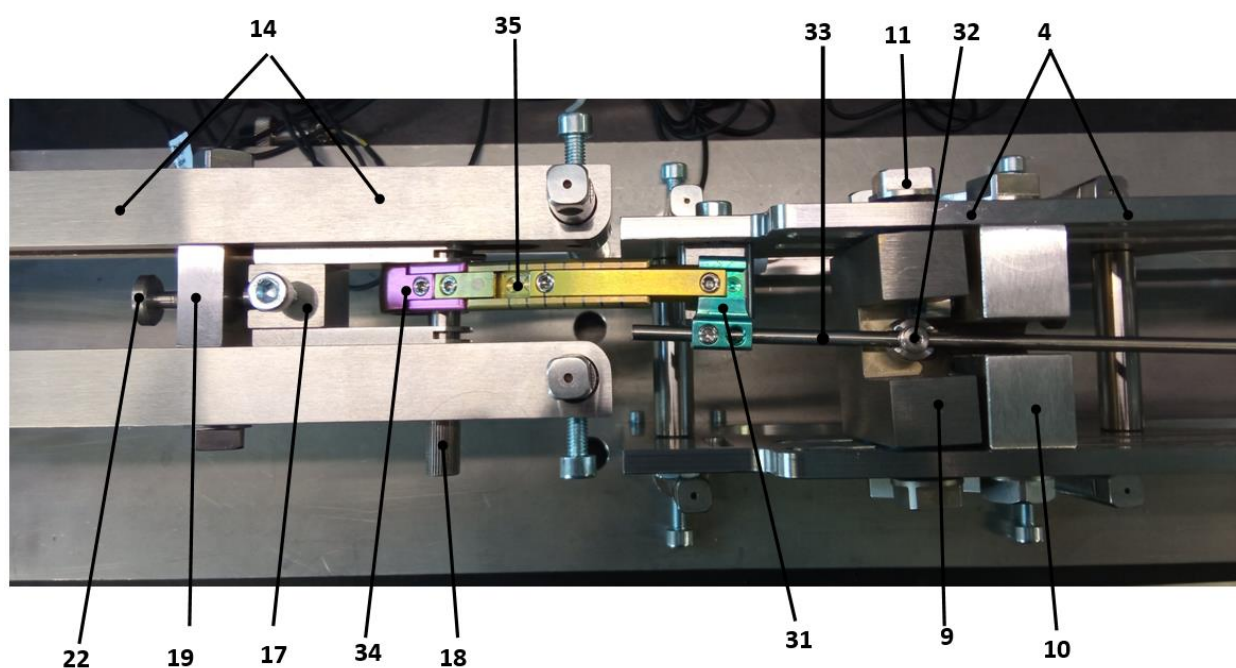


Рис. 2.10. Фотография стенда испытательно-калибровочного полифункционального для спинальных систем с установленной реберно-позвоночной системой, вид сверху: 4 – стенка боковая; 9 – брусек подвижный; 10 – брусек неподвижный; 11 – болт; 14 – направляющая; 17 – квадрат; 18 – быстросъемный цилиндр; 19 – упор неподвижный; 22 – винт точного контакта; 31 - адаптор реберно-позвоночной конструкции; 32 - винт реберно-позвоночной конструкции; 33 - штанга реберно-позвоночной конструкции; 34 - крюк реберно-позвоночной конструкции; 35 - реберная часть реберно-позвоночной конструкции

Стенд испытательно-калибровочный полифункциональный для спинальных систем используется следующим образом.

На опорную секцию, состоящую из: основания (1), на котором смонтировано восемь стоек, предназначенных для регулировки по высоте позвоночной секции стенда (2); и четыре стойки, предназначенные для регулировки по высоте реберной секции (3) устанавливают позвоночную секцию состоящую из: двух вертикальных параллельных стенок боковых (4), стянутых поперечинами (5). Крепление к опорной секции осуществляется проушинами (6) с винтами (7). Подпорка (8) предназначена для опирания на нее адаптора реберно-позвоночной конструкции (31) при регулировке стенда или при непосредственной работе с ним. Подпорка (8) может регулироваться по высоте, а также переставляться слева направо, в зависимости от того, с какой реберно-позвоночной конструкцией идет работа: левой или правой. Брусок подвижный (9) предназначен для установки в него винта реберно-позвоночной конструкции (32), который при имплантации пациенту считается «верхним». Брусок неподвижный (10) жестко фиксируется в горизонтальных пазах стенок боковых (4) болтами (11), в положении, зависящем от длины штанги реберно-позвоночной конструкции (33) и расположения винта реберно-позвоночной конструкции (32). Между бруском подвижным (9) и бруском неподвижным (10) располагается миниатюрный тензодатчик (12), данные от которого по проводной связи поступают в счетное устройство с индикацией, преобразующее сигнал в мВ в кг. Точная регулировка начального положения (ноля) миниатюрного тензодатчика (12) осуществляется винтом точного контакта (13).

Затем на опорную секцию устанавливают реберную секцию, состоящую из: направляющих (14), фиксируемых на стойках (3) опорной секции винтами (15). В горизонтальных пазах направляющих (14) перемещается рабочий узел реберной секции, состоящий из: скобы (16), квадрата (17) и быстросъемного цилиндра (18). Быстросъемный цилиндр (18) является опорным звеном для крюка реберно-позвоночной конструкции (34).

Для снятия значений нагрузок, действующих на реберную часть реберно-позвоночной конструкции (35), рабочий узел реберной секции, состоящий из: скобы (16), квадрата (17) и быстросъемного цилиндра (18), упирается в упор неподвижный (19), фиксируемый в требуемом положении болтами (20), а данные снимаются с помощью миниатюрного тензодатчика (21), начальное положение (ноль) которого задается винтом точного контакта (22).

После этого в собранный стенд испытательно-калибровочный полифункциональный для спинальных систем устанавливают реберно-позвоночную систему. Затем при помощи дистрактора тензометрического, состоящего из: рукоятки правой (23), рукоятки левой (24), накладки (25), механизма передачи усилия от рукояток (26) к насадкам (27), обеспечивающего их параллельное разведение, насадки для непосредственной дистракции реберно-позвоночной конструкции (27), трещотки зубчатой для фиксации дистрактора тензометрического в любом положении во время работы (28), датчика тензометрического с рабочим диапазоном до 100кг (29), кабеля от датчика тензометрического (30) к счетному устройству с индикацией, преобразующему сигнал в мВ в кг прикладывают дистрагирующие усилие к элементам реберно-позвоночной металлоконструкции: адаптор реберно-позвоночной конструкции (31), винт реберно-позвоночной конструкции (32), реберная часть реберно-позвоночной конструкции (35).

При этом фиксируют показатели от счетных устройств с индикацией, преобразующих сигнал в мВ в кг, отражающих нагрузку на миниатюрный тензодатчик (12), миниатюрный тензодатчик (21), датчик тензометрический с рабочим диапазоном до 100кг (29). В ходе испытаний оценивают силы давления реберно-позвоночными системами различных типоразмеров и силы, прикладываемой к рукоятке правой (23) и рукоятке левой (24) дистрактора тензометрического с различными размерами накладки (25), механизма передачи усилия от рукояток (26) и насадки для непосредственной дистракции реберно-позвоночной конструкции (27).

Положительный эффект при использовании заключается в определении взаимосвязи мускульной силы хирурга и корригирующей силы металлоконструкции, формировании индивидуального подхода к использованию различных спинальных систем, возможности калибровки различных стандартных инструментов, предназначенных для спинальных систем, что позволяет улучшить корригирующий эффект спинальной системы, снизить вероятность дестабилизации металлоконструкции (перелом элементов металлоконструкции или перелом костных структур позвоночника).

2.3. Моделирование напряженно-деформированного состояния позвонков и спинальных систем у детей с врожденными деформациями позвоночника

2.3.1. Моделирование напряжений в позвонках у детей с врожденными деформациями при транспедикулярной фиксации

Для проведения моделирования напряжений в позвонках при транспедикулярной фиксации первым этапом на основании данных КТ позвоночника ребенка с врожденным кифосколиозом в программе-просмотрщике RadiAnt DICOM Viewer определяли средние значения чисел Хаунсфилда в телах и основаниях дуг позвонков смежных с полупозвонком. Затем в программе Mimics осуществляли сегментацию позвонков и экспортировали их в твердотельные модели. Следующим этапом в программе SolidWorks осуществляли построение гибридной гексаэдрической и тетраэдрической вычислительной сетки, проводили обработку твердотельных моделей позвонков, создание и расстановку моделей транспедикулярных винтов и штанг металлоконструкции, достроение моделей межпозвонковых дисков, создание и присвоение материалов (модуль Юнга, коэффициент Пуассона) для каждой полученной модели. Модель каждого позвонка условно разделяли на две области: тело и

основание дуги, что позволило задавать разные механические свойства этим областям (рис. 2.11).

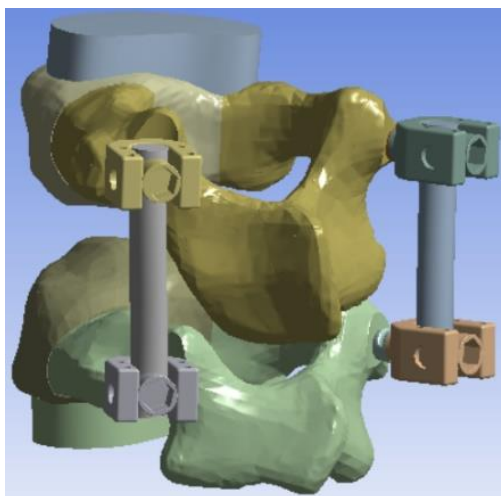


Рис. 2.11. Спроектированная трехмерная твердотельная модель

Свойства материалов (модули Юнга) костных тканей в области тела позвонка и основания дуги определялись с помощью формул из работы Bessonov L.V. с соавт. (2021) на базе данных КТ. Коэффициенты Пуассона материалов тела и дуги позвонка взяты из литературы (Jebaseelan D.D. et al., 2010). Механические параметры межпозвонкового диска также брались из литературы (Донник А.М. с соавт., 2019). Винт считался изготовленным из титана, механические свойства которого взяты из библиотеки материалов Ansys.

Для расчета предела прочности на сжатие костной ткани тела и основания дуги позвонка σ_u (МПа) пользовались литературными данными, а именно формулами (1), позволяющими его рассчитать по данным КТ (через единицы Хаунсфилда HU) (Öhman-Mägi S. et al., 2021; Mosekilde L. et al., 1989).

$$\sigma_u = 284\rho_{ash}^{2.27}, \rho_{ash} = 0.4HU + 63. \quad (1)$$

После построения модели позвонков с установленными винтами импортировались в программный комплекс Ansys Workbench 19.2 для дальнейшего численного моделирования. Моделирование проводилось в предположении сплошности (однородности среды), идеальной упругости,

изотропии исследуемых тел (позвонка и имплантата). Проводили решение задачи статики механики деформируемого твердого тела для получения максимальных эквивалентных напряжений в твердотельной модели позвонка при нагрузке транспедикулярном винтом и сопоставление полученных данных с пределом прочности на сжатие. Значения максимумов эквивалентных напряжений сравнивались с пределами прочности костной ткани (рис. 2.12 и рис. 2.13).

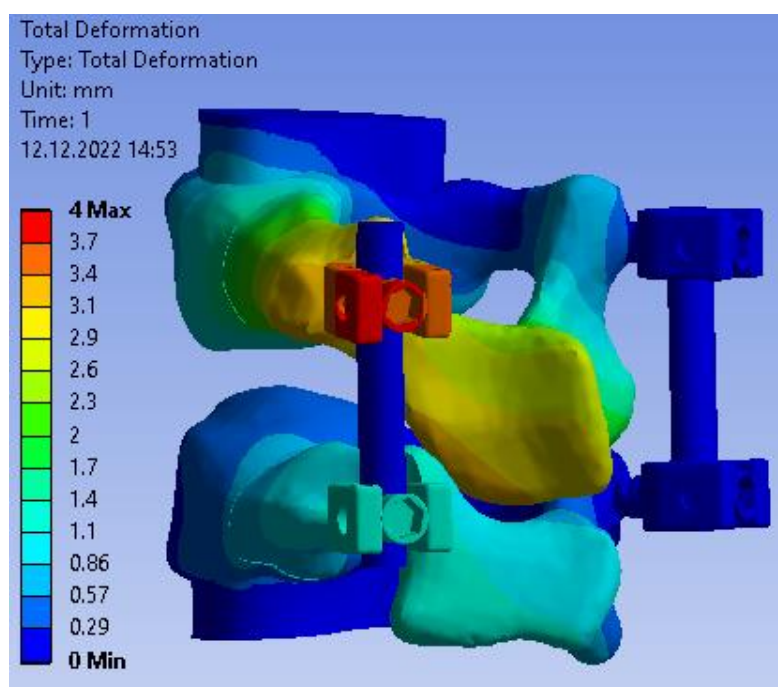


Рис. 2.12. Поля полных перемещений в моделях

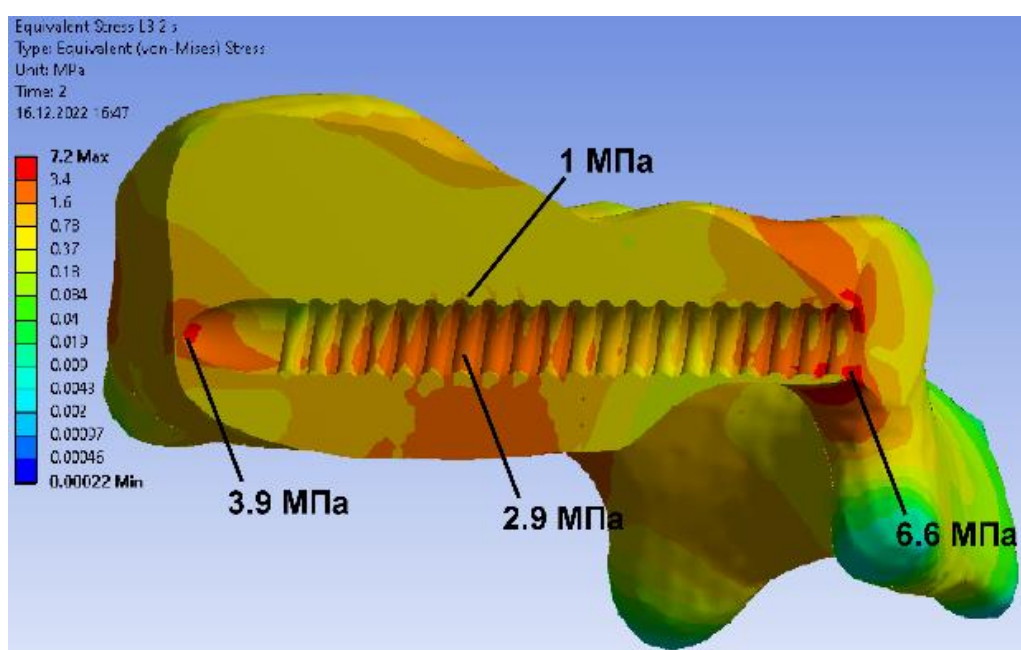


Рис. 2.13. Поля эквивалентах напряжений в позвонке

2.3.2. Исследование прочностных характеристик низкопрофильных реберно-позвоночных систем методом конечных элементов

Компьютерное моделирование выполнено с применением модуля прочностного расчета Simulate программы компьютерного моделирования Creo Parametric 6.0.2.0.

Проведено масштабное исследование низкопрофильных реберно-позвоночных конструкций нового образца, состоящих из одного стержня (далее по тексту - штанга), регулируемого по длине узла основание – пластина, реберного компонента, образованного крюками, и моно- или полиаксиальными винтами для фиксации к позвонкам (рис. 2.14).

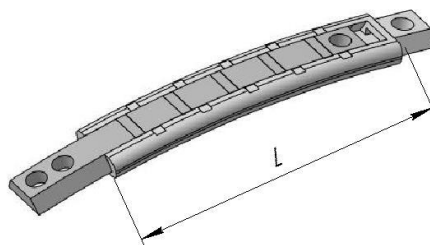


Рис. 2.14. Узел основание – пластина

Сочленение штанги и узла основание-пластина производится через адаптор. В адапторе, в винтах, в узле основание-пластина предусмотрены регулировки, позволяющие изменять длину как всей конструкции, так и расстояния между ее отдельными компонентами. Имеется возможность преднагрузить конструкцию при имплантации, а также периодически проводить дистракцию системы для этапных коррекций врожденной деформации позвоночника в процессе роста и развития ребенка.

В ходе исследования проводили анализ критических мест в конструкции и величины осевой нагрузки. Тестовыми образцами служили трехмерные математические модели изделий низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции. Деталям назначены свойства материала Сплав титановый ВТ-6 ГОСТ 19807-91. Анализу подвергнуты 144 варианта комплектации реберно-позвоночной конструкции, отличающиеся:

- диаметрами D штанг: 3.5, 4.0, 4.5 и 5.0 миллиметров;

- длиной штанг L (варианты с минимальной длиной 100мм, максимальной длиной 400мм и промежуточной длиной 250мм);
- размерами основания и пластины (варианты компоновки основаниями длиной S 30мм, 80мм и 140мм с соответствующими пластинами);
- взаимным расположением пластины и основания (варианты полного расположения пластины в основании и в положении выдвинутой пластины из основания на расстояние X , при этом длины узла основание-пластина изменяются на величину X , равную 10, 50 и 110мм соответственно);
- расстоянием между верхним винтом и адаптером в зависимости от длины L применяемой штанги (варианты, в которых такие расстояния приняты как $1/3L$ и $2/3L$).

Модели некоторых вариантов реберно-позвоночной конструкции представлены на рисунке 2.15.

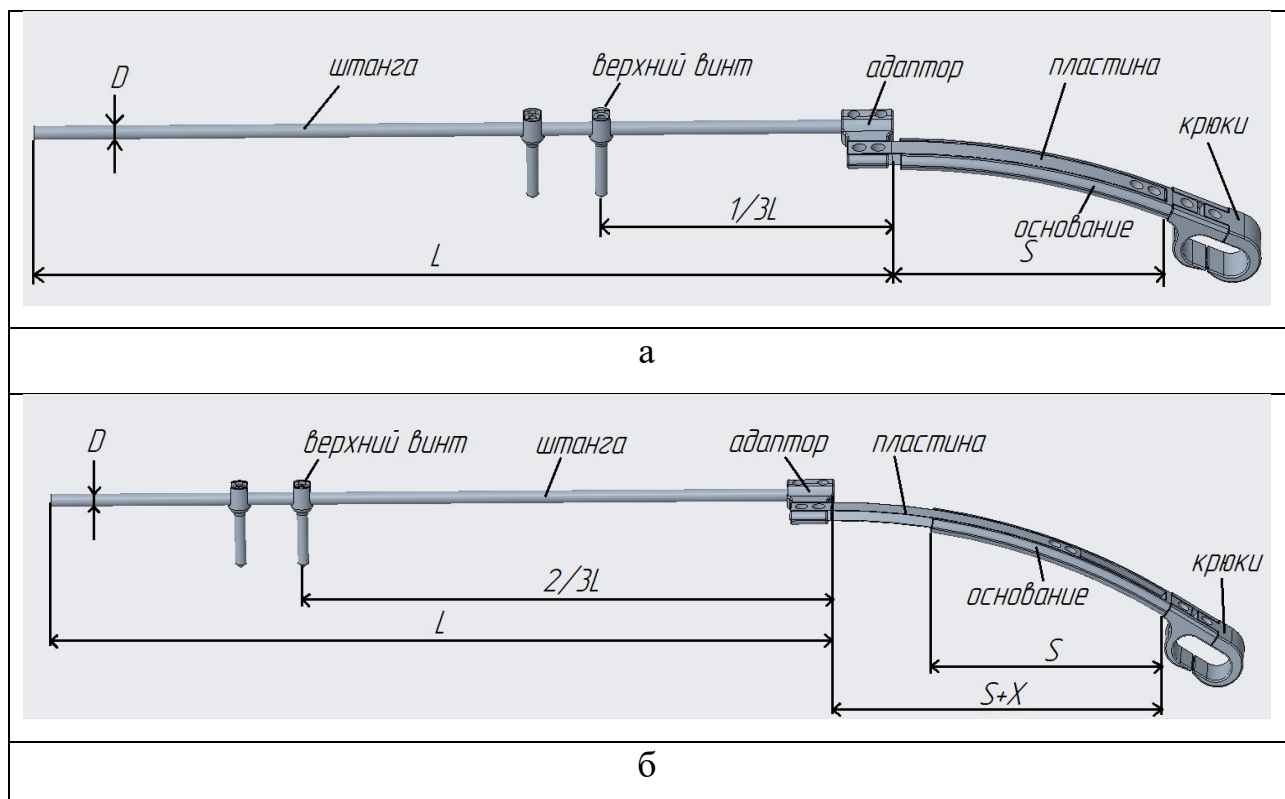


Рис. 2.15. Модели реберно-позвоночной конструкции: а - вариант конструкции с расстоянием между адаптером и верхним винтом $1/3$ длины L штанги и полным расположением пластины в основании, б - вариант конструкции с расстоянием между адаптером и верхним винтом $2/3$ длины L штанги и выдвинутой на расстояние X пластины из основания

Характеристики материала низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции приведены в таблице 2.1.

Таблица 2.1. Химические и прочностные характеристики титанового сплава

Химический состав			σ_B , МПа	σ_P , МПа
Ti	Al	V	835-1050 (справочные значения)	-
Основа	5.3- 6.8%	3.5- 5.3%	950 (программное значение)	400

Перед началом расчетов математические модели всех комплектующих реберно-позвоночной конструкции подготавливались для минимизации погрешностей и исключения ошибок программы. Подготовка заключалась в некотором упрощении элементов, устранении острых кромок и прочих концентраторов напряжений (рис. 2.16).

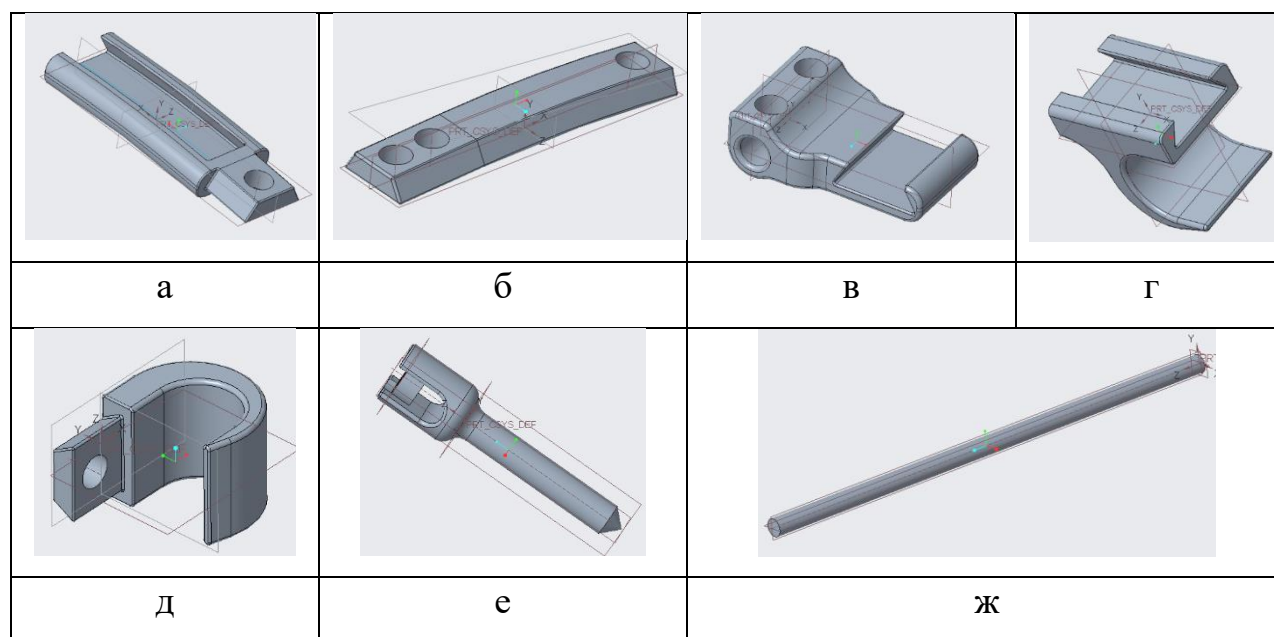


Рис. 2.16. Комплектующие реберно-позвоночной конструкции, «подготовленные» для исследования: а - основание, б - пластина, в - адаптор, г – основание крюка, д - замыкающий крюк, е – транспедикулярный винт, ж - штанга

Далее комплектующие определенным образом, исходя из описанных выше вариантов компоновки, собирались в сборочную единицу (рис. 2.15).

Между компонентами устанавливались связи, описывающие допустимые и запрещенные степени свободы и имитирующие фиксацию комплектующих винтами.

Расположение конструкции в теле пациента описывалось наложением жестких неподвижных ограничений на упрощенную резьбовую поверхность верхнего и последующих винтов. Осевую нагрузку на конструкцию накладывали на внутреннюю поверхность крюка, как действующую со стороны ребер, которые крюки охватывают (рис. 2.17).

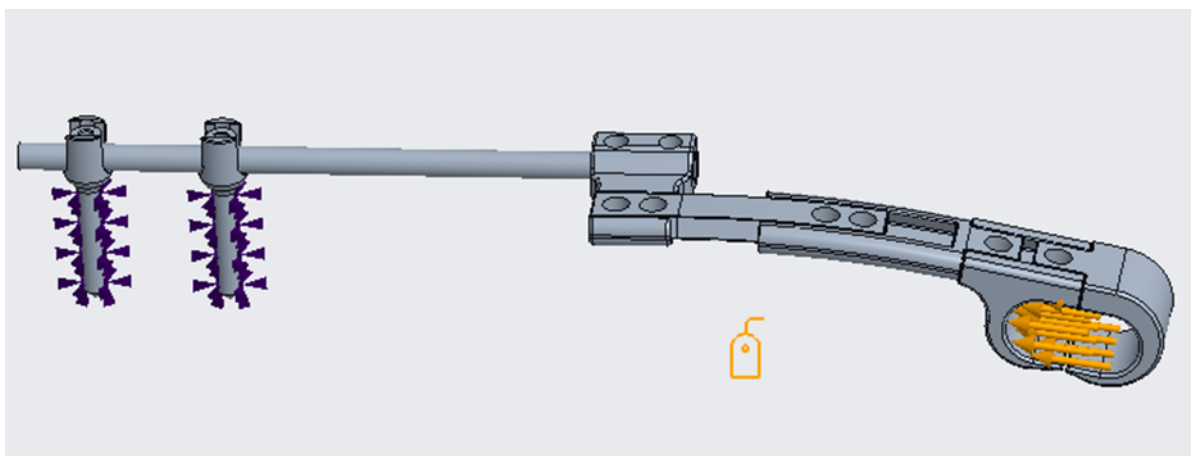


Рис. 2.17. Модель реберно-позвоночной конструкции, подготовленная к прочностному расчету

Результаты испытаний оценивались, исходя из максимального возникающего в материале при осевом нагружении механического напряжения, величина которого соответствует временному сопротивлению материала, то есть, при превышении которого на практике происходит разрушение материала. Применяли визуализацию напряжений с помощью цветовых полей (рис. 2.18).

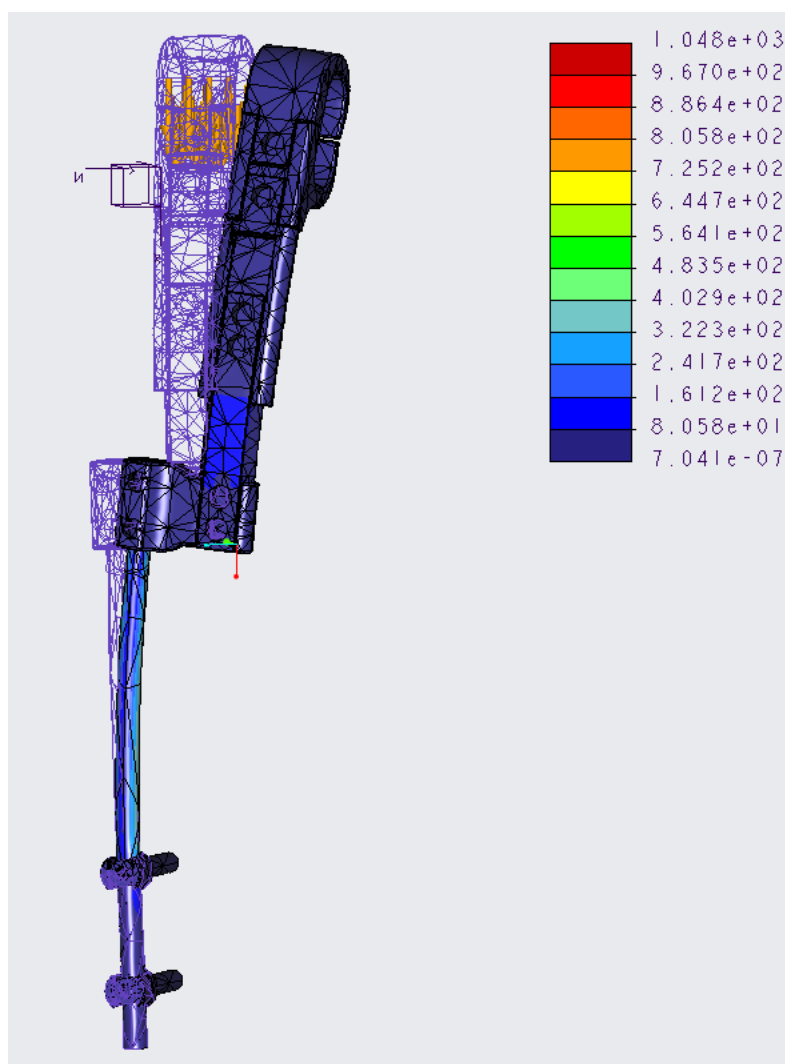


Рис. 2.18. Визуализация характера деформации реберно-позвоночной конструкции под нагрузкой, вызывающей критические напряжения

Определение критических «слабых» мест в конструкции проводилось векторной визуализацией. Поэтапно прилагая осевую нагрузку, запускали расчетный модуль до достижения величины предела прочности материала. Заданную нагрузку сохраняли в памяти для данного варианта компоновки конструкции. Затем оценивали результаты расчета в векторной визуализации, определяя места концентрации максимальных напряжений, где на практике вероятнее всего и произойдет разрушение материала. Красные векторы указывают места концентрации механических напряжений, а также направление деформации материала в этих точках (рис. 2.19).

В случае неоднозначно трактуемых результатов, в модуле предусмотрены и другие инструменты для более подробного анализа

результатов. Например, прозрачность, вычитание из визуализации некоторых компонентов, анализ разнесенного (разобранного) вида, облачное представление вида и другие способы. Поэтому можно считать результаты определения слабых мест конструкции достаточно точными.

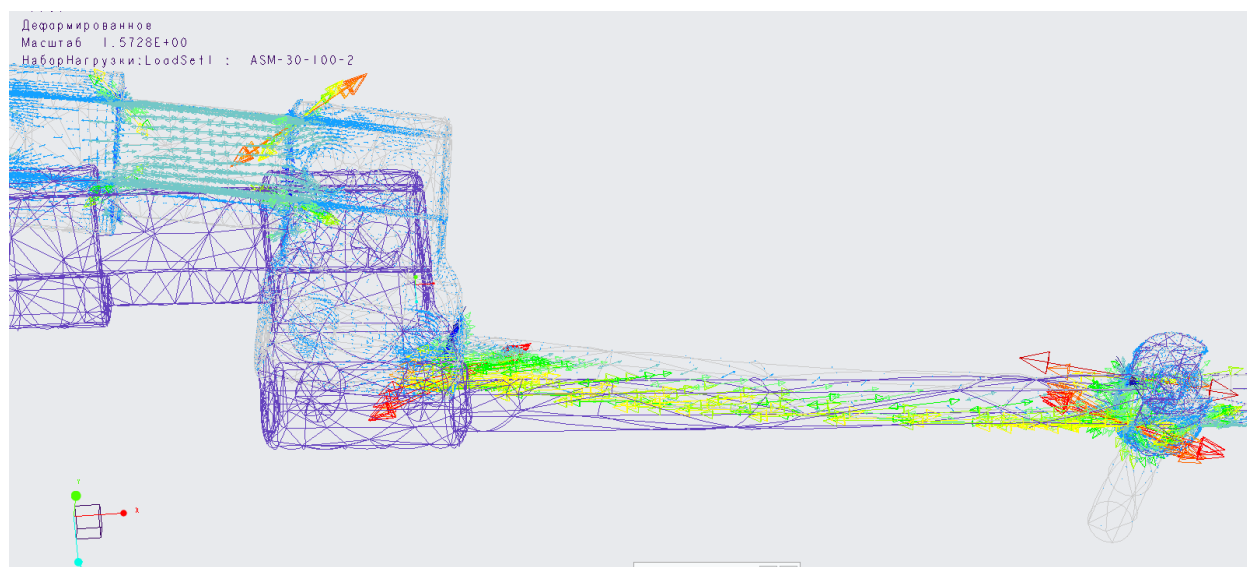


Рис. 2.19. Векторная визуализация мест концентрации максимальных механических напряжений в материале

2.4. Материалы и методы клинических исследований

2.4.1. Характеристика клинических наблюдений

Для изучения клинической эффективности технологий 3D-моделирования и прототипирования проведен сравнительный анализ результатов хирургического лечения 225 пациентов (105 (46,7%) мальчиков и 120 (53,3%) девочек) в возрасте от 2 лет 1 месяца до 17 лет с ВДП грудной и поясничной локализации. Все пациенты проходили обследование и хирургическое лечение в отделении патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» МЗ РФ в период с 2012 по 2023 год.

У 120 пациентов дошкольного возраста с ВДП грудной и поясничной локализации с изолированными пороками развития (полупозвонки и бабочковидные позвонки) хирургическое лечение выполняли в объеме экстирпации или резекции аномального позвонка из комбинированного или

дорсального доступов с последующей коррекцией и фиксацией многоопорной дорсальной металлоконструкцией. В 57 случаях аномальный позвонок был локализован в грудном и в 63 – в поясничном отделах позвоночника. Средняя величина локального сколиотического компонента ВДП составила $37,5^{\circ}$ по Cobb, средняя величина локального кифотического компонента ВДП – $23,5^{\circ}$ по Cobb.

Для проведения сравнительного анализа сформировано 2 группы: группа 1 (основная) - 60 детей дошкольного возраста, оперированных с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования, и группа 2 (контрольная) - 60 пациентов дошкольного возраста, оперированных с применением метода «свободной» руки.

У 80 детей с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне множественных пороков развития позвонков (нарушение формирования и сегментации позвонков) выполняли корригирующие вертебротомии из комбинированного или дорсального доступов с последующей коррекцией и фиксацией многоопорной дорсальной металлоконструкцией. Средний возраст пациентов составил 7,4 лет, средняя протяженность дуги ВДП - 8 позвонков. Средняя величина сколиотической деформации составила $41,0^{\circ}$ по Cobb, средняя величина кифотической деформации – $39,6^{\circ}$ по Cobb. Для проведения сравнительного анализа сформировано 3 группы: группа 1 (20 детей, оперированных с применением ШН), группа 2 (30 детей, оперированных с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации) и группа 3 (30 детей, оперированных с применением метода «свободной» руки). Группа 1 и 2 являлись основными, группа 3 – контрольной.

У 25 детей с врожденными деформациями грудного и груднопоясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков (нарушение формирования и сегментации позвонков, смешанные пороки развития) и синостозом ребер коррекцию ВДП осуществляли при помощи реберно-позвоночных металлоконструкций.

Средний возраст пациентов составил 4,5 года, средняя протяженность дуги ВДП - 6,3 позвонков. Средняя величина сколиотической деформации составила 67° по Cobb, средняя величина кифотической деформации – $41,5^{\circ}$ по Cobb. Для проведения сравнительного анализа сформировано 2 группы: группа 1 (основная) - 10 детей, оперированных с применением усовершенствованной низкопрофильной реберно-позвоночной системы с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования и группа 2 (контрольная) - 15 детей, оперированных с установкой реберно-позвоночных систем без использования технологий 3D-моделирования и прототипирования.

Для отбора пациентов в исследование были разработаны критерии включения и исключения.

Критерии включения:

1. Врожденные деформации позвоночника грудной и поясничной локализации.
2. Изолированные и множественные варианты пороков развития позвоночника на фоне нарушения формирования, сегментации позвонков и смешанные варианты.
3. Возраст пациентов – от 1 года до 17 лет.
4. Время набора материала.
5. Проведение хирургического лечения одной хирургической бригадой.
6. Единая методика хирургического лечения.
7. Катамнез не менее двух лет.
8. Наличие у пациента полного комплекта результатов клинорентгенологического обследования до и после операции.
9. Единое послеоперационное ведение пациентов.
10. Согласие на участие в исследовании для основной группы.

Критерии исключения:

1. Деформации позвоночника иной этиологии (синдромальный сколиоз, нейромышечный сколиоз, идиопатический сколиоз и др.)

2. Врожденные деформации позвоночника шейной локализации.
3. Наличие не устраненного синдрома фиксированного спинного мозга.
4. Пациенты с острой соматической патологией на момент осмотра.
5. Пациенты, входящие в период кривой обучения.
6. Отказ от участия в исследовании для основной группы.

2.4.2. Рентгенологический метод исследования

Рентгенографию позвоночника выполняли на рентгеновских аппаратах «Siemens BD-CX» (Германия) и «Philips Digital Diagnost» (Голландия).

Рентгенографию позвоночника проводили в прямой и боковой проекциях с уровня С7 до S2 позвонка в положении пациента лежа или стоя. Рентгенологическое обследование выполняли для определения морфологии врожденной деформации позвоночника и грудной клетки (нарушение формирования, нарушение сегментации, смешанные пороки развития, синостоз ребер), расположения аномальных позвонков, определения комплектности грудного и поясничного отделов позвоночника.

Измерение величины врожденной деформации позвоночника проводили по стандартной методике Cobb - Lippmann (1948). У пациентов с изолированными врожденными пороками развития позвоночного столба осуществляли оценку величины угла локального сколиотического и кифотического компонентов врожденной деформации позвоночника. У детей с множественными аномалиями развития позвоночника величины сколиотической и кифотической деформации определяли по концевым позвонкам патологической дуги искривления позвоночного столба.

После хирургического вмешательства оценивали величину коррекции врожденной деформации, протяженность и компоновку установленной спинальной системы, проводили контроль стабильности опорных элементов металлоконструкции.

2.4.3. Мультиспиральная компьютерная томография

Исследование выполняли на компьютерном томографе «Brilliance СТ64» (Philips-США). Пациентам дошкольного возраста предоперационное обследование осуществляли в положении лежа на спине (supine position). Детям школьного возраста сканирование позвоночника выполняли в положении лежа на животе (prone position). КТ сканирование проводили от уровня С7 до S2 позвонка включительно. Параметры сканирования были следующие: толщина среза – 0,7-1,0 мм, размер матрицы 512*512 пикселей. Всем пациентам в послеоперационном периоде выполняли КТ-исследование позвоночника с целью оценки корректности установки транспедикулярных винтов корригирующей многоопорной металлоконструкции.

Проведение сравнительного анализа корректности положения транспедикулярных опорных элементов, установленных в позвонки при помощи шаблонов-направителей, системы оптической 3D-КТ навигации и методом «свободной руки», осуществляли на основании модифицированной шкалы S.D. Gertzbein et al. (1990), представленной на рисунках 2.20 и 2.21 в виде SLIM+V.

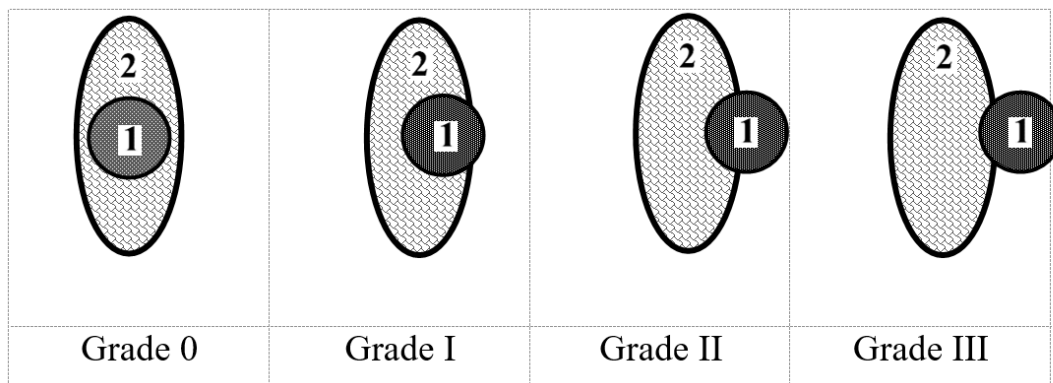


Рис. 2.20. Оценка корректности положения транспедикулярного опорного элемента (1) относительно основания дуги позвонка (2), в мм: Grade 0 (full correct) – ТВ не выходит за границы кортикальной пластинки основания дуги позвонка, Grade I – смещение ТВ до 2 мм, Grade II – смещение ТВ относительно кортикальной пластинки основания дуги позвонка в пределах от 2 до 4 мм, Grade III – смещение более 4 мм

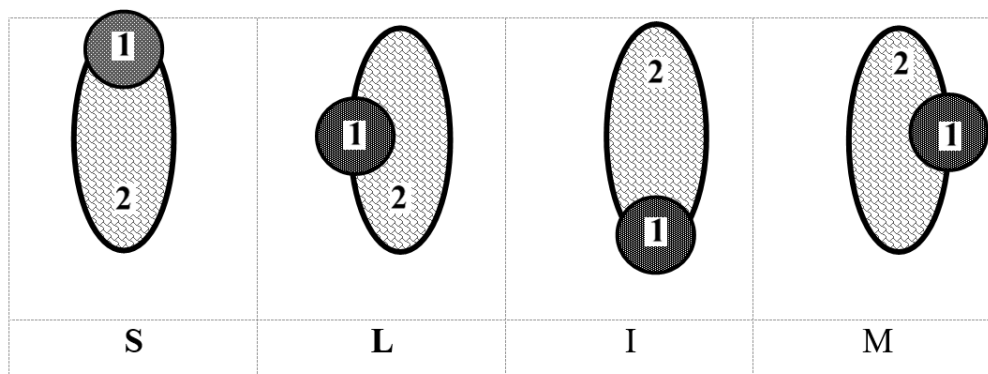


Рис. 2.21. Схема определения пространственного положения мальпозиции ТВ (1) SLIM+V: S (superior) – верхний (краниальный) кортикал основания дуги позвонка, L (lateral) – латеральный (наружный) кортикал основания дуги позвонка, I (inferior) – нижний (каудальный) кортикал основания дуги позвонка, M (medial) – медиальный (внутренний) кортикал основания дуги позвонка, V (vertebral body) - положение ТВ по отношению к кортикалу переднебоковой поверхности тела позвонка, 2 – основание дуги позвонка

2.4.4. Хронометрический метод

При работе в операционной на этапе установки транспедикулярных опорных элементов спинальной металлоконструкции проводили мониторинг времени при помощи секундомера. Фиксировали следующие временные показатели: время, затраченное на формирование каналов в позвонках для ТВ; время, затраченное на установку транспедикулярных опорных элементов в позвонки; суммарное время, затраченное на формирование канала и установку ТВ, а также время, затраченное на проведение рентгенконтроля.

2.4.5. Метод моделирования операций *in silico*

Моделирование хирургического вмешательства на позвоночнике, определения необходимого уровня и объема остеотомии костных структур деформированного позвоночника, планирование положения и типоразмеров ТВ, моделирование индивидуальных спинальных металлоконструкций, сопоставление полученных результатов по данным послеоперационного КТ позвоночника осуществляли в программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике»

(Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2022618828).

2.4.6. Метод 3D-прототипирования (in vitro)

Печать 3D-моделей позвоночника и шаблонов-направителей для установки ТВ осуществляли на промышленном 3D-принтере Stratasys Fortus 450mc. 3D-принтер поддерживает печать широким ассортиментом материалов, среди которых есть полимеры бытового назначения (ABS, ASA и др.), инженерные пластики (PA, PC), а также тугоплавкие материалы (ULTEM, PEEK) для создания наиболее ответственных деталей.

Stratasys Fortus 450mc работает с программным обеспечением GrabCAD Print, которое позволяет печатать файлы формата CAD напрямую. Перед процессом печати пользователь может подробно ознакомиться с 3D-моделью, проверить каждый слой будущего изделия, а также выбрать наиболее подходящее расположение изделия на рабочем столе принтера.

Технология печати – FDM, область печати – 406 мм*355 мм*406 мм, толщина напечатанного слоя составляет от 0,127 мм до 0,330 мм, достижимая точность печати – (+/-) 0,127 мм. Принтер оснащен двумя картриджами с модельным материалом и двумя картриджами с материалом поддержки. Напечатанный материал поддержки для ULTEM удаляется механически, поддержка для материала ASA является растворимой (рис. 2.22).



Рис. 2.22. 3D-принтер Stratasys Fortus 450mc.

Для печати шаблонов-направителей использовали ULTEM 1010 (полиэфиримид) - термопластик для 3D печати, обладающий высокими функциональными характеристиками, великолепной прочностью и термостойкостью, способный выдержать паровую обработку в автоклаве. Пластик имеет сертификат совместимости с пищевой продукцией NSF 51 и биосовместимости в соответствии с ISO 10993 / USP Class VI3.

Для 3D-прототипирования моделей позвоночника пациентов с врожденными аномалиями позвонков и ребер использовали материал ASA. Данный термопластик устойчив к ультрафиолету, сочетает в себе механическую прочность ABS-пластика и УФ стабильность. Для печати

моделей из ASA использовали технологию водорастворимой поддержки (Soluble Support Technology — SST) - материал поддержки SR30. Этот вспомогательный водорастворимый материал используется в процессе 3D печати для 3D-моделей со сложной геометрией.

2.4.7. Метод «ретроспективной реконструкции»

Терминологическое понятие «метод ретроспективной реконструкции» введен нами для обозначения проведения сравнительного анализа результатов раннее проведенного лечения у пациентов, составляющих ретроспективную группу исследования, с результатами смоделированного лечения новым разрабатываемым методом (способом) с использованием аддитивных технологий (*in vitro*) и технологий компьютерного 3D-моделирования (*in silico*). Применительно к лечению детей с врожденными деформациями при помощи метода «ретроспективной реконструкции» проводилась сравнительная оценка величины коррекции деформации позвоночника, протяженности фиксации спинальной металлоконструкцией, количество и корректность положения установленных транспедикулярных опорных элементов по шкале SLIM+V.

2.4.8. Статистический метод исследования

Статистический анализ проводился в программе Statistica 10. Проверка нормальности распределения полученных значений выполнена с помощью метода описательной статистики, данные описывали как Me (min-max) (медиана, минимум-максимум). Для оценки уровня значимости различий применяли непараметрический критерий Манна-Уитни-Вилкоксона, однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA), Post Hoc анализ, непараметрический однофакторный дисперсионный анализ Краскела — Уоллиса. Для выявления закономерностей связей между характеристиками проводили корреляционный анализ с использованием коэффициента ранговой корреляции Кендалла. Результаты считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

ГЛАВА 3

СТЕНДОВЫЕ ИСПЫТАНИЯ ПО ОПРЕДЕЛЕНИЮ НАГРУЗОК И КОРРИГИРУЮЩИХ УСИЛИЙ СПИНАЛЬНЫХ СИСТЕМ

Настоящие исследования по определению нагрузок и корригирующих усилий спинальных систем проведены совместно с НП ООО «МЕДБИОТЕХ» (ведущий инженер-конструктор Янушкевич В.Н., главный инженер Амельченя П.А.).

3.1. Стендовые испытания транспедикулярной системы для детей дошкольного возраста

На позвоночной секции стенда испытательно-калибровочного полифункционального проведены испытания по нагрузкам, оказываемым транспедикулярными винтами диаметром 3,5 мм и длиной 30 мм при проведении контракции при помощи установочного инструментария.

Целью данного промежуточного исследования являлось получение усредненных значений нагрузок, возникающих на границе кость-металл при осуществлении коррекции врожденной деформации позвоночника у детей в периоде раннего детства в возрасте до 3-х лет при помощи транспедикулярных спинальных систем.

В ходе данного этапа стендового испытания устанавливали транспедикулярные винты в блоки, укладывали позвоночную штангу диаметром 3,5 мм в головки транспедикулярных винтов, и фиксировали при помощи стопорных винтов для обеспечения свободного хода транспедикулярных опорных элементов вдоль штанги в ходе выполнения контракции (рис. 3.1).

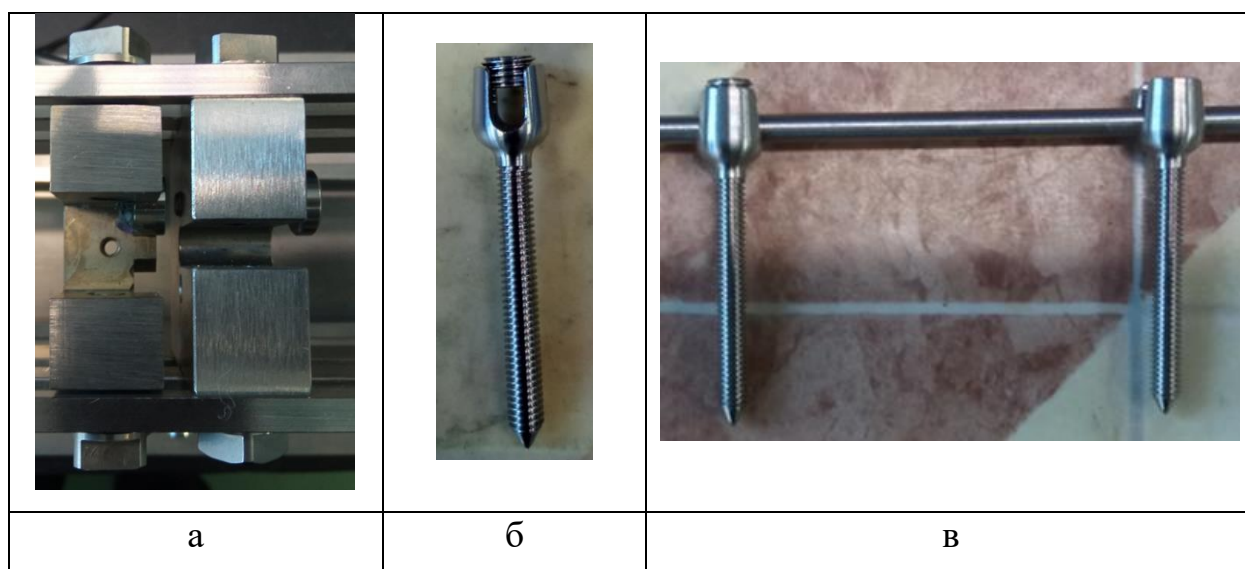


Рис. 3.1. Стендовые испытания транспедикулярной системы для детей дошкольного возраста: а – блок позвоночный с тензодатчиком; б – транспедикулярный винт, вид спереди; в – спинальная металлоконструкция для коррекции врожденной деформации позвоночника у детей дошкольного возраста, вид сбоку

После подготовки стенда и металлоконструкции на нем проводили контракцию вдоль стержня с опорой на транспедикулярные винты, при этом фиксировали показания с монитора тензодатчика при умеренной силе контракции, характеризующейся оператором как сила, приложенная при начальном этапе коррекции. Затем при помощи монитора тензодатчика фиксировали величину силы контракции, определяемую оператором как усилие, характерное для завершения этапа радикальной коррекции, и при усилении, являвшимся по мнению оператора избыточным, приводящим на практике к проминанию транспедикулярным опорным элементом костной ткани позвонка. Для выполнения процедуры контракции был использован стандартный контрактор, применяемый для многоопорных спинальных систем с диаметром штанги 3.5 мм у детей дошкольного возраста. Нагрузку контрактором на головки транспедикулярных опорных элементов, установленных в бруски позвоночной секции, осуществляли после регулировки винта точного контакта с миниатюрным тензодатчиком испытательного стенда до их плотного соприкосновения (рис. 3.2, рис. 3.3).

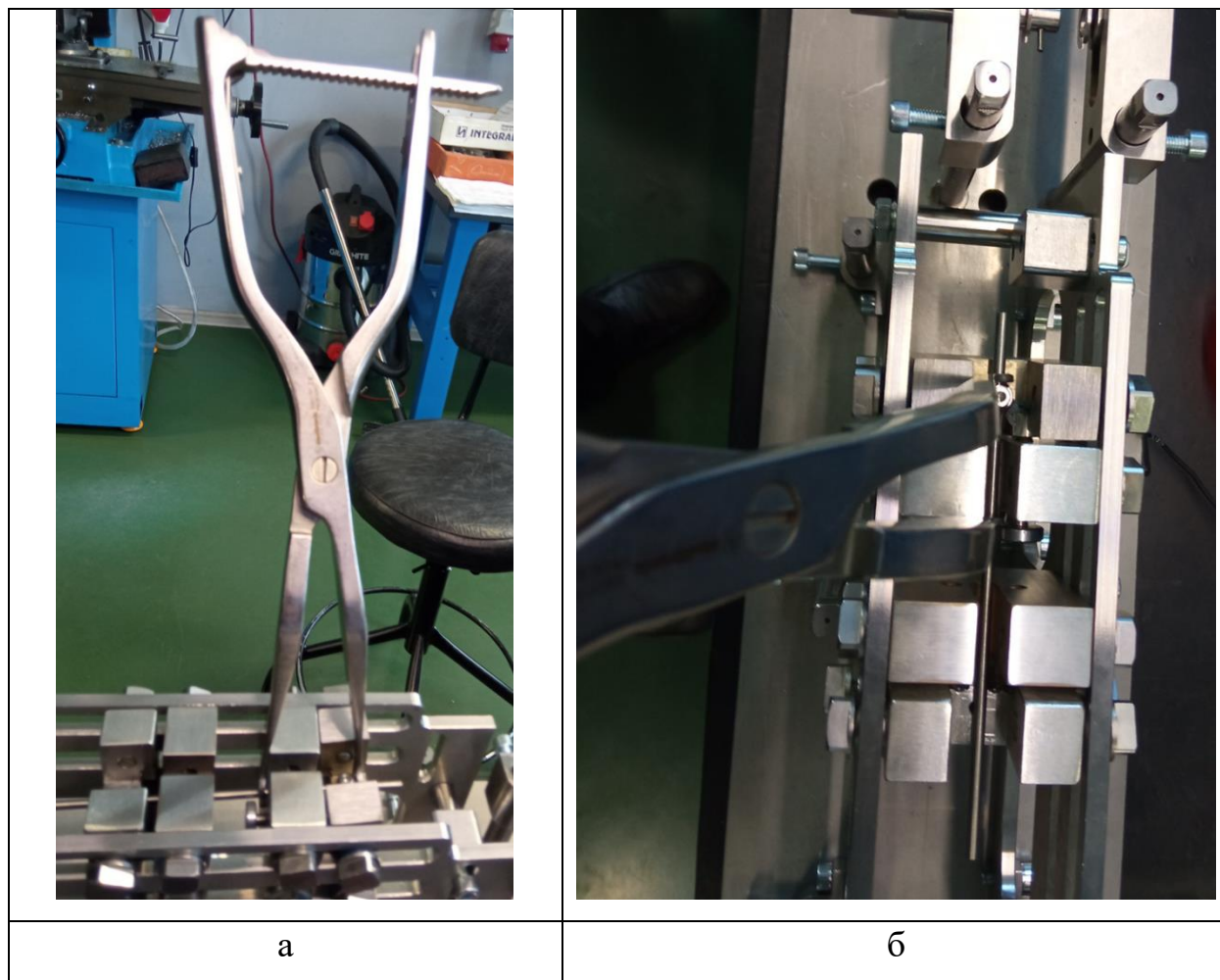


Рис. 3.2. Позвоночная секция с установленной транспедикулярной системой и стандартным контрактором: а – вид сбоку; б – вид сверху



Рис. 3.3. Монитор тензодатчика позвоночной секции испытательного стенда, усилие на этапе завершения контракции составляет 12,35 кг

Каждое из испытаний проводилось десятикратно двумя операторами, обладающих опытом хирургического лечения детей с деформациями позвоночника более 10 лет. Полученные данные отражены в таблице 3.1.

Таблица 3.1. Показатели силы давления при осуществлении контракции транспедикулярных винтов по штанге

Прилагаемое усилие	Оператор 1 Me (min-max), кг	Оператор 2 Me (min-max), кг	Усредненное значение, в кг
Умеренное	5,8* (5,1-6,8)	7,1 (6,9-7,2)	6,5
Окончание контракции	12,3 (11,7-12,5)	12,7 (11,9-12,8)	12,5
Максимальное	19,8 (18,3-19,9)	20,4 (18,9-20,8)	20,1

Примечание: Me – медиана, * - статистически значимое различие ($p < 0,05$) между показателями, критерий Манна-Уитни

Необходимо отметить, что статистически значимых различий показателей силы давления с тензодатчика позвоночного блока между первым и вторым операторами на этапе окончания контракции и максимального усилия не выявлено ($p > 0,05$).

Однако, данные измерения отражают индивидуальный опыт оперирующего хирурга, опирающегося на собственные тактильные ощущения (проприоцепцию), и не могут считаться объективными показателями для определения окончательного усилия при завершении контракции. Данное обстоятельство послужило к дальнейшему этапу исследования, а именно, к созданию блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника (изложено в разделе 3.3).

3.2. Стендовые испытания низкопрофильных реберно-позвоночных систем

Целью данного промежуточного исследования являлось получение значений нагрузок, возникающих на границе кость-металл при проведении коррекции врожденной деформации позвоночника на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостоза ребер у детей дошкольного и младшего школьного возраста.

Для определения усилий, возникающих на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной системы при осуществлении дистракции, использовали реберный и позвоночный блоки стенда испытательно-калибровочного полифункционального. Для это сначала проводили монтаж низкопрофильной реберно-позвоночной системы на испытательном стенде следующим образом. В позвоночный блок стенда устанавливали транспедикулярный винт, затем жестко крепили в нем позвоночную штангу, при помощи адаптора (коннектора) со стопорными винтами осуществляли жесткое закрепление позвоночной штанги с выдвижной планкой реберной части реберно-позвоночной конструкции. Затем на реберный блок стенда закрепляли крюк реберно-позвоночной конструкции и посредством стопорных винтов осуществляли жесткое закрепление его на основании реберной части реберно-позвоночной конструкции. При этом, сохраняли возможность перемещения выдвижной пластины относительно основания реберной части реберно-позвоночной конструкции.

Затем осуществляли регулировку винтов точного контакта с миниатюрными тензодатчиками, расположенных в реберной и позвоночной секциях испытательного стенда, до их плотного соприкосновения с неподвижными упорами. Дистракцию сначала выполняли на реберной части при помощи стандартного дистрактора, оснащенного тензодатчиками. После этого возвращали элементы реберной части в исходное положение, жестко фиксировали их между собою при помощи стопорного винта. Ослабляли

стопорные винты, фиксирующие коннектор к штанге, и выполняли distraction конструкции по штанге (рис. 3.4, рис 3.5 и рис. 3.6).

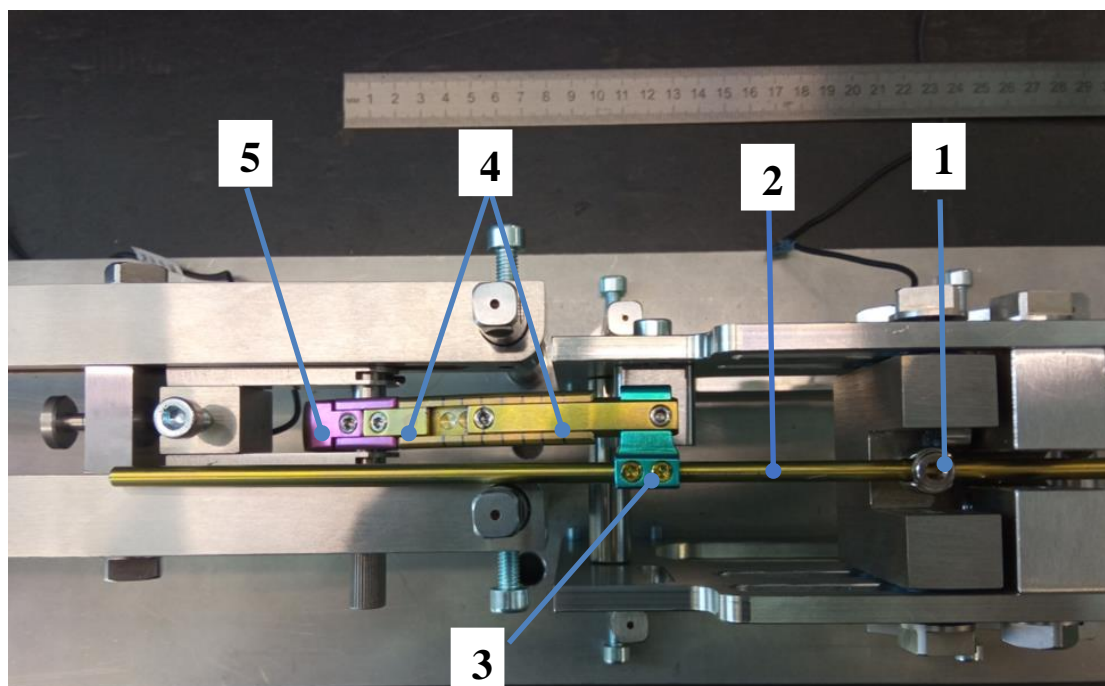


Рис. 3.4. Фотография стенда с установленной реберно-позвоночной системой 5,0, вид сверху: 1 – транспедикулярный винт, 2 – штанга 5,0 мм, 3 – адаптор (коннектор), 4 - реберная часть, 5 - крюк реберно-позвоночной конструкции

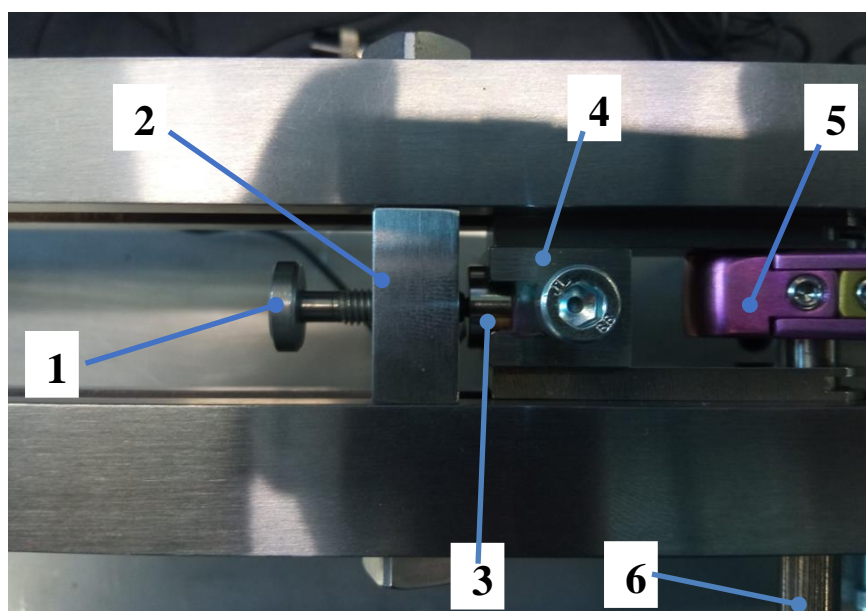


Рис. 3.5. Фотография реберного узла испытательного стенда: 1 – винт точного контакта, 2 – упор неподвижный, 3 – миниатюрный тензодатчик, 4 – квадрат, 5 - крюк реберно-позвоночной конструкции, 6 – быстросъемный цилиндр



Рис. 3.6. Дистрактор стандартный, оснащенный тензодатчиками

После завершения каждого из этапов дистракции (на реберной части и вдоль штанги с опорой на винты) проводили фиксацию показателей силы давления реберного крюка и транспедикулярного винта реберно-позвоночной конструкции, отраженных на мониторах тензодатчиков реберной и позвоночной секциях испытательного стенда (рис. 3.7).



а



б

Рис. 3.7. Этап фиксации показателей после выполнения distraction:
а – монитор тензодатчика реберной секции испытательного стенда, усилие на этапе завершения distraction составляет 29,66 кг, б - монитор тензодатчика позвоночной секции испытательного стенда, усилие в ходе distraction составляет 15,05 кг

Полученные результаты исследования возникающих усилий на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции, достигаемых при выполнении окончательной distraction с приложением максимальной силы стандартным дистрактором, отражены в таблице 3.2.

Таблица 3.2. Показатели силы давления при осуществлении distraction стандартным дистрактором

Типоразмер основания пластины раздвижной (реберной части)	Distraction по штанге, в кг		Distraction реберной части, в кг	
	Реберный датчик	Позвоночный датчик	Реберный датчик	Позвоночный датчик
30 мм	29.9 (28.5-30.3)	30.5 (28.9-31.2)	13 (12.5-13.3)	11.7 (11.2-12.3)
40 мм	30.1 (29.4-31.4)	31.4 (30.5-32.1)	20.5 (19.2-21.1)	18.4 (17.5-19.3)
50 мм	30.3 (28.7-31.8)	32.3 (30.9-32.6)	24.1 (22.9-25.2)	21.7 (20.5-22.6)
60 мм	32.3 (29.1-32.8)	32.7 (31.4-32.9)	24.8 (23.1-25.9)	22.3 (20.5-23.1)
70 мм	30.8 (27.9-32.1)	31.9 (28.7-32.3)	18.5 (18.1-19.4)	16.6 (15.5-17.3)
Усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин, в кг	30.7	31.8	20.2	18.2

При анализе данных, представленных в таблице 3.2, необходимо отметить, что усилия, возникающие на крюке реберно-позвоночной конструкции при проведении distraction по штанге для всех типоразмерах основания пластины раздвижной (реберной части) были сходными, колеблясь по усредненным показателям в пределах от 29.9 кг (пластина длиной 30 мм) до 32.3 кг (пластина длиной 60 мм). Таким образом, усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при

дистракции по штанге по данным, полученных с реберного тензодатчика, составило 30.7 кг.

Анализ усредненных значений, полученных с позвоночного тензодатчика при проведении дистракции по штанге, также не показал статистически значимых различий для разных типоразмеров пластин. Минимальное значение, составившее 30.5 кг, получено для пластины длиной 30 мм, максимальное усредненное значение – 32.7 кг- показало использование пластины длиной 60 мм. Необходимо отметить, что усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при дистракции по штанге по данным, полученных с позвоночного тензодатчика, составило 31.8 кг, что было несколько больше по сравнению с показателями реберного датчика. Данный факт можно объяснить более близким расположением стандартного дистрактора к позвоночному тензодатчику, вес которого влиял на окончательный результат измерений.

Иные результаты выявлены при анализе значений, полученных с реберного датчика при проведении дистракции реберной части низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции стандартным дистрактором. Наименьшие усредненные значения отмечены при использовании пластины длиной 30 мм, они составили 13 кг. Использование пластины длиной 70 мм позволило достичь усилия в 18.5 кг. Дистракция на пластинах длиной 50 мм и 60 мм показала схожие усредненные значения реберного датчика – 24.1 кг и 24.8 кг, соответственно. Использование пластины длиной 40 мм заняло промежуточное положение, составив по своим усредненным значениям 20.5 кг.

Таким образом, усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при дистракции реберной части по данным, полученных с реберного тензодатчика, составило 20.2 кг, что на 34,2% меньше усилий, полученных при дистракции по штанге ($p < 0,05$). Данный факт можно объяснить эффектом «заклинивания» выдвижной пластины в основании реберной части реберно-позвоночной конструкции, что очевидно

обусловлено конструктивными особенностями браншей стандартного дистрактора, не оказывающими равномерное давление по оси дистракции пластины.

При анализе усредненных значений, полученных с позвоночного датчика при дистракции реберной части, отмечены схожие показатели в зависимости от используемого типоразмера пластины. Необходимо лишь отметить, что усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин, полученное с позвоночного датчика, было несколько меньшим, составив 18.2 кг. Очевидно, данный факт объясним влиянием веса стандартного дистрактора на реберный тензодатчик за счет его более близкого расположения к датчику, что отразилось на окончательном результате измерений.

Результаты дистракции с применением реберного дистрактора

При испытании реберного дистрактора также сначала проводили монтаж низкопрофильной реберно-позвоночной системы на испытательном стенде. При этом последовательно в позвоночный блок стенда устанавливали транспедикулярный винт, жестко закрепляли в нем позвоночную штангу. К штанге при помощи адаптора (коннектора) со стопорными винтами жестко закрепляли выдвижную планку реберной части реберно-позвоночной конструкции. На реберном блоке стенда закрепляли крюк реберно-позвоночной конструкции, соединяли его с основанием реберной части реберно-позвоночной конструкции. При этом, выдвижную пластину относительно основания реберной части реберно-позвоночной конструкции не закрепляли для сохранения возможности ее дистрагирования. Затем осуществляли регулировку винтов точного контакта с миниатюрными тензодатчиками, расположенных в реберной и позвоночной секциях испытательного стенда до их плотного соприкосновения с неподвижными упорами. При помощи реберного дистрактора, оснащенного тензодатчиками, проводили дистракцию реберной части реберно-позвоночной конструкции,

фиксируя при этом показания, отраженные на мониторах тензодатчиков реберной и позвоночной секциях испытательного стенда, а также показания тензодатчиков реберного дистрактора (рис. 3.8).



Рис. 3.8 Этап фиксации показателей при выполнении дистракции реберной части дистрактором: монитор тензодатчика реберной секции испытательного стенда, усилие составляет 19,84 кг; монитор тензодатчиков реберного дистрактора, усилие составляет 15,2 кг

Полученные результаты исследования возникающих усилий на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции, достигаемых при выполнении окончательной дистракции реберной части при помощи реберного дистрактора, отражены в таблице 3.3.

Таблица 3.3. Показатели силы давления при осуществлении distraction реберным дистрактором

Типоразмер основания пластины раздвижной (реберной части)	Distraction реберной части, в кг		
	Реберный датчик	Позвоночный датчик	Датчик дистрактора
30 мм	30.9 (29.3-31.7)	29.4 (28.1-29.8)	22.4 (21.1-23.8)
40 мм	31.8 (30.9-32.5)	29.7 (28.9-31)	22.8 (20.8-23.7)
50 мм	32.7 (30.9-32.6)	29.9 (28.3-31.4)	23.6 (21.9-24.5)
60 мм	32.4 (30.9-32.9)	31.9 (28.5-32.4)	22.9 (21.2-24.3)
70 мм	31.5 (28.5-32.1)	30.3 (27.4-31.5)	23.1 (22.3-24.8)
Усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин, в кг	31.9	30.2	22.9

При анализе данных, представленных в таблице 3.3, необходимо отметить, что усилия, возникающие на крюке реберно-позвоночной конструкции при проведении distraction реберной части с использованием реберного дистрактора при всех типоразмерах основания пластины раздвижной (реберной части) были сходными, колеблясь по усредненным показателям в пределах от 30.9 кг (пластина длиной 30 мм) до 32.7 кг (пластина длиной 50 мм). Таким образом, усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при distraction реберной части по данным, полученных с реберного тензодатчика, составило 31.9 кг.

Анализ усредненных значений, полученных с позвоночного тензодатчика при проведении distraction реберной части реберно-позвоночной конструкции, также не показал статистически значимых различий для разных типоразмеров пластин. Так минимальное значение, составившее 29.4 кг, получено для пластины длиной 30 мм, максимальное

усредненное значение – 31.9 кг показало использование пластины длиной 60 мм. Необходимо отметить, что усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при дистракции реберной части по данным, полученных с позвоночного тензодатчика, составило 30.2 кг, что было несколько меньше по сравнению с показателями реберного датчика. Данный факт можно объяснить более близким расположением реберного дистрактора к реберному тензодатчику, вес которого влиял на окончательный результат измерений.

При анализе усредненных значений, полученных с тензодатчиков реберного дистрактора при проведении дистракции реберной части реберно-позвоночной конструкции, статистически значимых различий для разных типоразмеров пластин не выявлено ($p > 0,05$). Так минимальное значение, составившее 22.4 кг, получено для пластины длиной 30 мм, максимальное усредненное значение – 23.6 кг показало использование пластины длиной 50 мм. Необходимо отметить, что усредненное значение показателей для всех типоразмеров пластин при дистракции реберной части по данным, полученных с тензодатчиков реберного дистрактора, составило 22.9 кг, что объяснимо эффектом рычага дистрактора.

Важно также отметить, что усредненные значения показателей для всех типоразмеров пластин при дистракции реберным дистрактором были сходными с усредненными значениями, полученными при проведении дистракции по штанге реберно-позвоночной конструкции стандартным дистрактором. Данный факт необходимо учитывать в ходе хирургического вмешательства при коррекции деформации позвоночника реберно-позвоночной конструкцией, проводя последовательно дистракцию на реберной части только реберным дистрактором, и дистракцию по штанге - стандартным дистрактором.

3.3. Блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, калибровка на стенде

В ходе проведения исследования для определения усилий, оказываемых опорными элементами спинальных систем на костную ткань позвонков и ребер детей с врожденными деформациями позвоночника был создан блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника (заявка на полезную модель РФ № 2023128147, приоритет от 30.10.2023).

Данное устройство позволяет определить величину прилагаемых сил к опорным элементам спинальной металлоконструкции в ходе проведения коррекции деформации позвоночника и их взаимосвязь с линейным перемещением опорных элементов спинальной металлоконструкции у детей прежде всего дошкольного возраста, осуществлять дозированную нагрузку, что будет способствовать предотвращению перелома костных структур позвонков, ребер, «усталостных» переломов и дестабилизации металлоконструкции.

Последовательно представлены схемы блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника: вид сбоку (рис 3.9), в изометрической проекции (рис. 3.10) и вид сверху (рис. 3.11). На рисунке 3.12. отдельно отображена схема узла блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника: вид сверху и в продольном сечении.

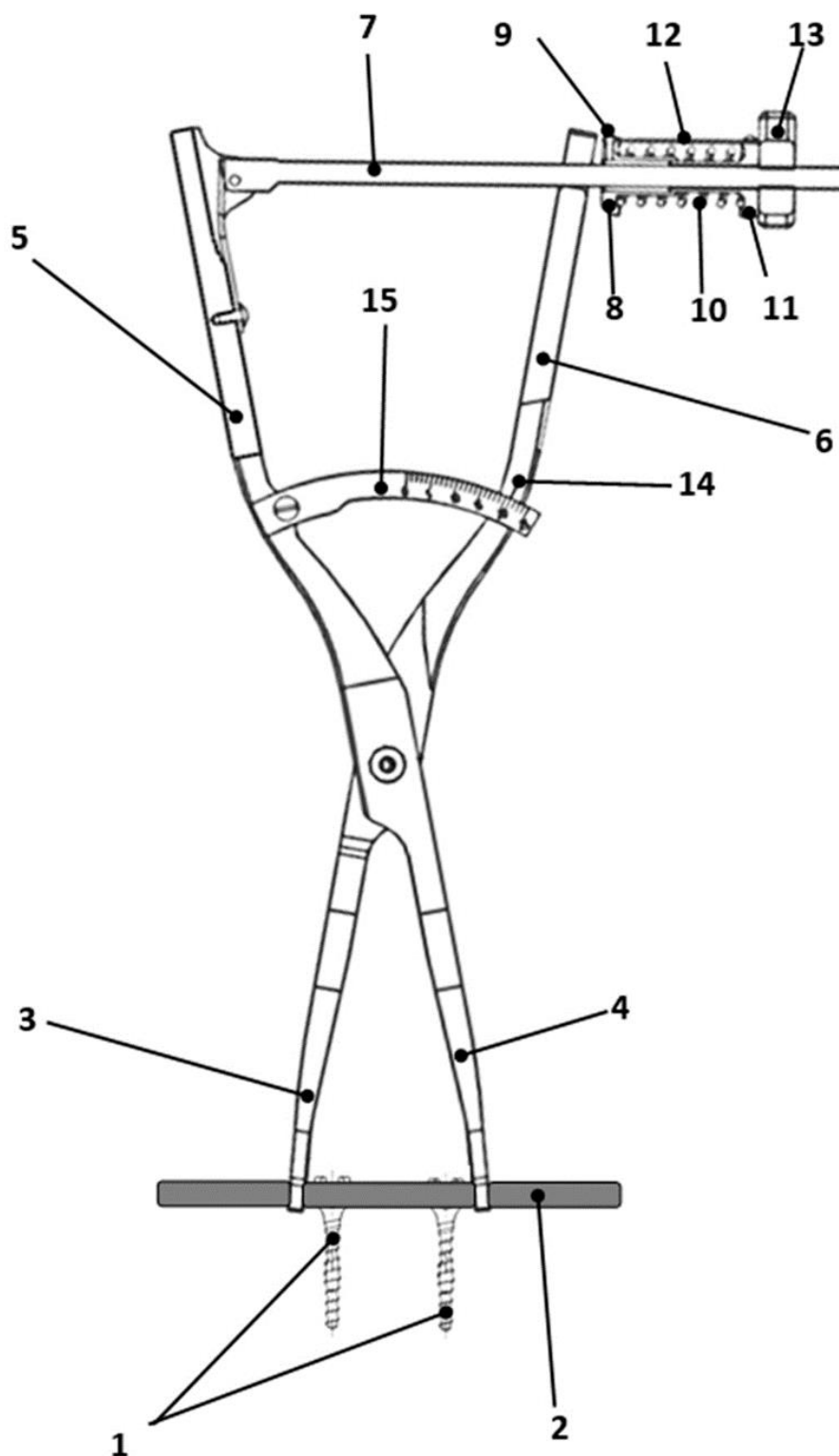


Рис. 3.9. Схема блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, вид сбоку: 1 – транспедикулярные винты, 2 – штанга, 3 – правая бранша, 4 – левая бранша, 5 – правая рукоятка, 6 – левая рукоятка, 7 – винт, 8 – чашка-опора пружины задняя, 9 – указатель шкалы верхней, 10 – тарированная пружина, 11 – чашка-опора пружины передняя, 12 – пластина с верхней шкалой, 13 – гайка-барашек, 14 – указатель шкалы нижней, 15 – пластина нижняя со шкалой

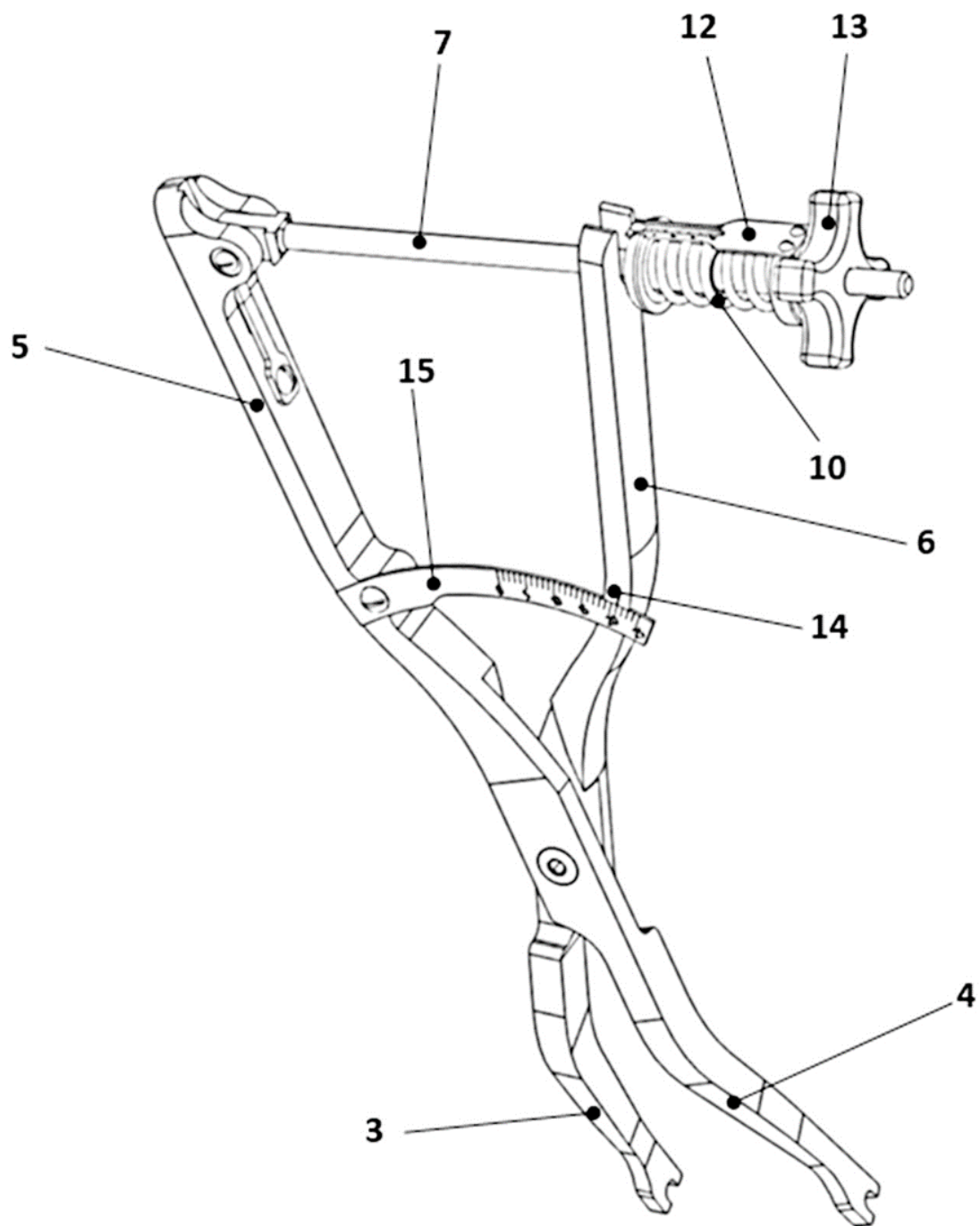


Рис. 3.10. Схема блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, в изометрической проекции: 3 – правая бранша, 4 – левая бранша, 5 – правая рукоятка, 6 – левая рукоятка, 7 – винт, 10 – тарированная пружина, 2 – пластина с верхней шкалой, 13 – гайка-барашек, 14 – указатель шкалы нижней, 15 – пластина нижняя со шкалой

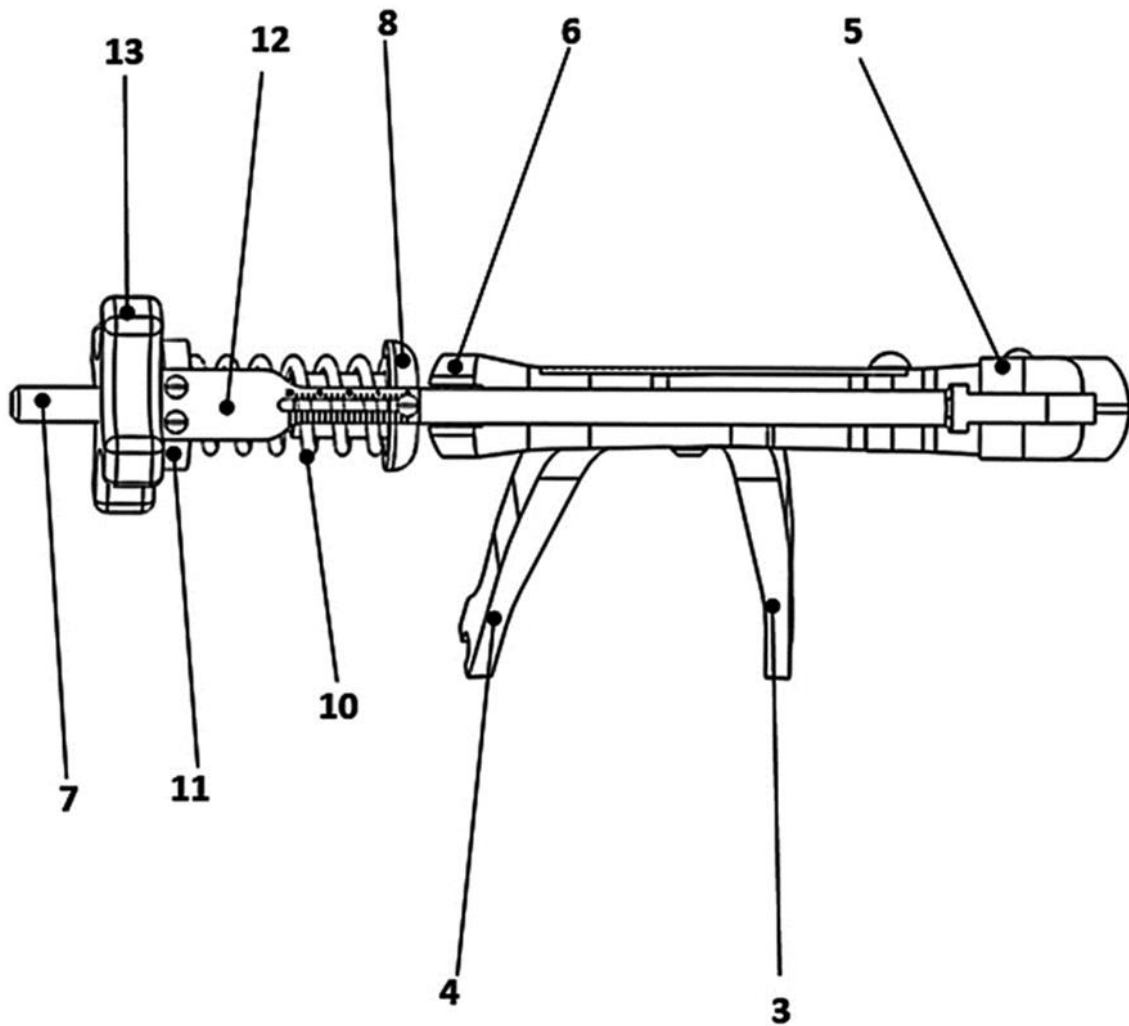


Рис. 3.11. Схема блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, вид сверху: 3 – правая бранша, 4 – левая бранша, 5 – правая рукоятка, 6 – левая рукоятка, 7 – винт, 8 – чашка-опора пружины задняя, 10 – тарированная пружина, 11 – чашка-опора пружины передняя, 12 – пластина с верхней шкалой, 13 – гайка-барашек

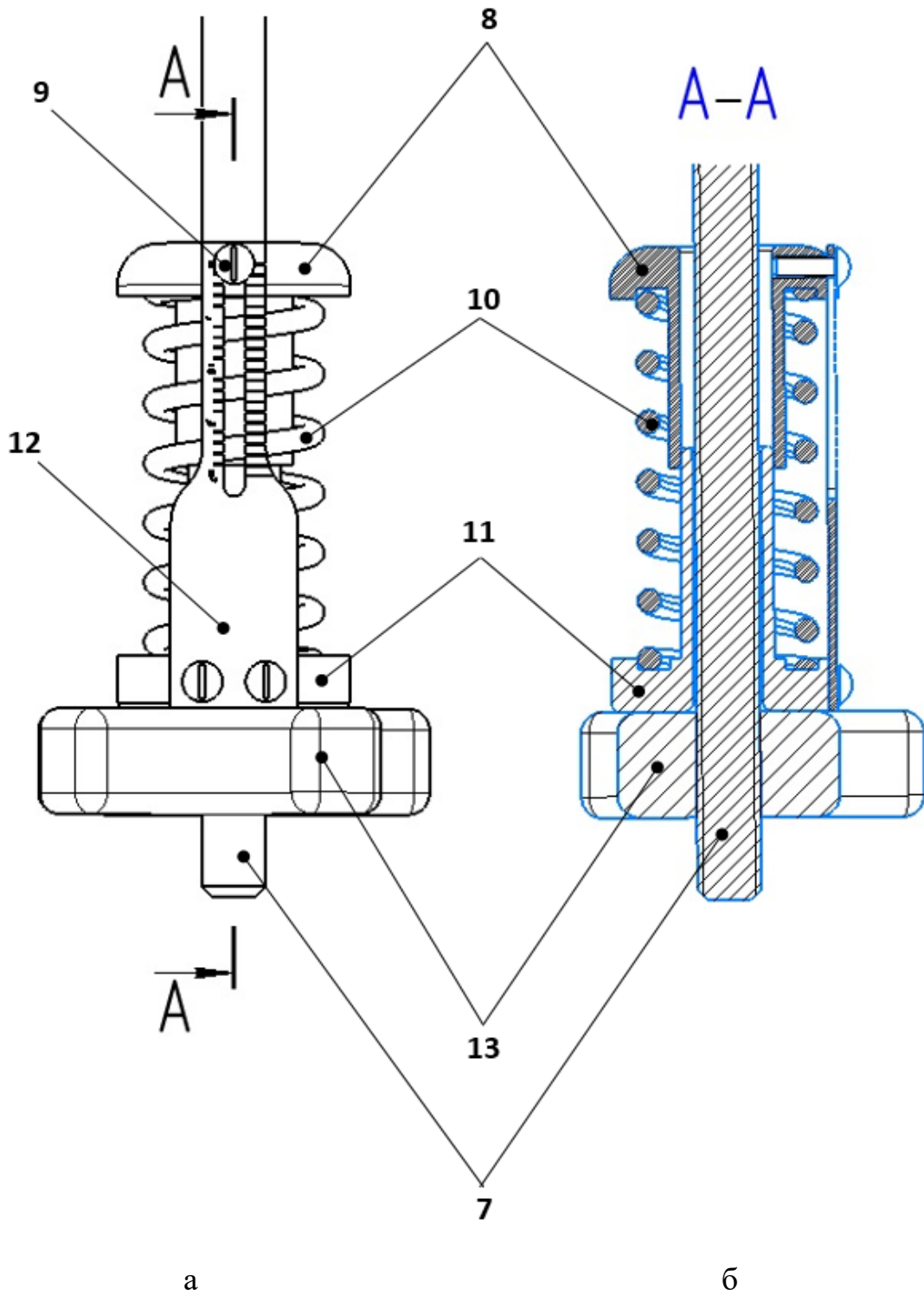


Рис. 3.12. Схема узла блока динамометрического для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника, а - вид сверху, б – продольное сечение: 7 – винт, 8 – чашка-опора пружины задняя, 9 – указатель шкалы верхней, 10 – тарированная пружина, 11 – чашка-опора пружины передней, 12 – пластина с верхней шкалой, 13 – гайка-барашек

Блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника используется следующим образом. В транспедикулярные винты (1) укладывают штангу (2), затем устанавливают на транспедикулярные винты (1) правую браншу (3) и левую браншу (4), например, для осуществления контракции. Затем осуществляют сближение правой рукоятки (5) и левой рукоятки (6) по винту (7) путем закручивания гайки-барашка (13), который оказывает опосредованное давление на левую рукоятку (6) через последовательно установленные: чашку-опору пружины заднюю (8), содержащую указатель шкалы верхней (9); тарированную пружину (10); чашку-опору пружины переднюю (11), содержащую пластину с верхней шкалой (12). При этом силу давления правой бранши (3) и левой бранши (4) на транспедикулярные винты (1) спинальной конструкции определяют по смещению указателя шкалы верхней (9) относительно пластины с верхней шкалой (12). Одновременно с оценкой силы давления оценивают величину сближения правой рукоятки (5) и левой рукоятки (6) по смещению указателя шкалы нижней (14) относительно пластины нижней со шкалой (15), предназначенной для построения диаграммы напряжения. Перемещение транспедикулярных винтов (1) по штанге (2) завершают либо по достижению необходимой силы давления правой браншей (3) и левой браншей (4), либо при достижении значений на диаграмме напряжения, характерных для пластической деформации костной ткани пациента (рис. 3.9 – 3.12).

Калибровка шкалы динамометрического контрактора проводилась при помощи тензодатчика путем подбора тарированной пружины с необходимыми параметрами (рис. 3.13).



Рис. 3.13. Калибровка контрактора, оснащенного динамометрическим блоком, при помощи тензодатчика

Таким образом, после подбора необходимых параметров тарированной пружины, динамометрический контрактор был откалиброван, позволяя развивать усилие в пределах от 0 до 20 кг, цена одного деления составила 1,0 кг.

Кроме того, на этапе отработки и калибровки динамометрического блока, после выполнения калибровки на стенде испытательно-калибровочном полифункциональном для спинальных систем, выполнено измерение усилий в ходе контракции интраоперационно. При этом фиксировали полученные значения при достижении коррекции и завершении контракции (рис. 3.14).

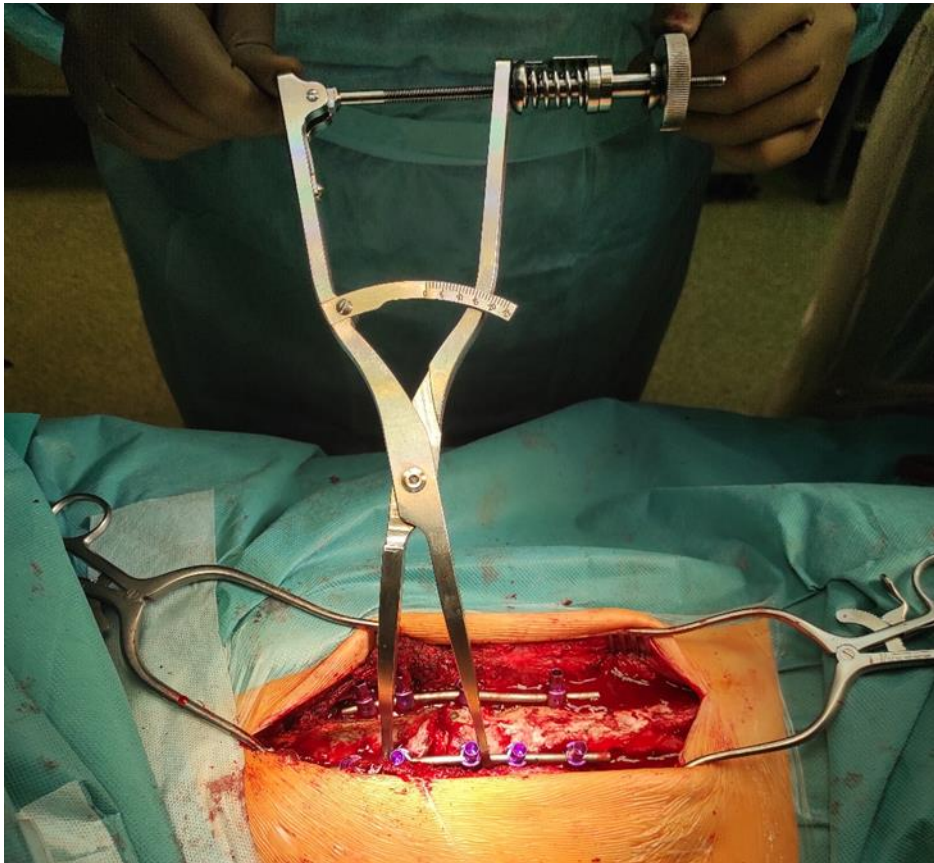


Рис. 3.14. Интраоперационное измерение усилий при помощи динамометрического контрактора

Полученные данные позволили подтвердить «рабочие» параметры динамометрического блока, сопоставить его работу с работой стандартного контрактора и определить значения прилагаемых усилий к транспедикулярным опорным элементам в ходе хирургического вмешательства у детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника, тем самым достигнув поставленной цели по созданию данного устройства.

Калибровка динамометрического дистрактора для реберно-позвоночной системы

Для реализации возможности осуществления контроля за усилиями, оказываемыми в ходе дистракции опорными элементами на ребра и позвонки детей с врожденными деформациями позвоночника и синостозом ребер, а также интраоперационной оценки полученного напряжения низкопрофильной реберно-позвоночной системы, проведена калибровка динамометрического дистрактора на стенде испытательно-калибровочном полифункциональном для спинальных систем (рис. 3.15, рис. 3.16).

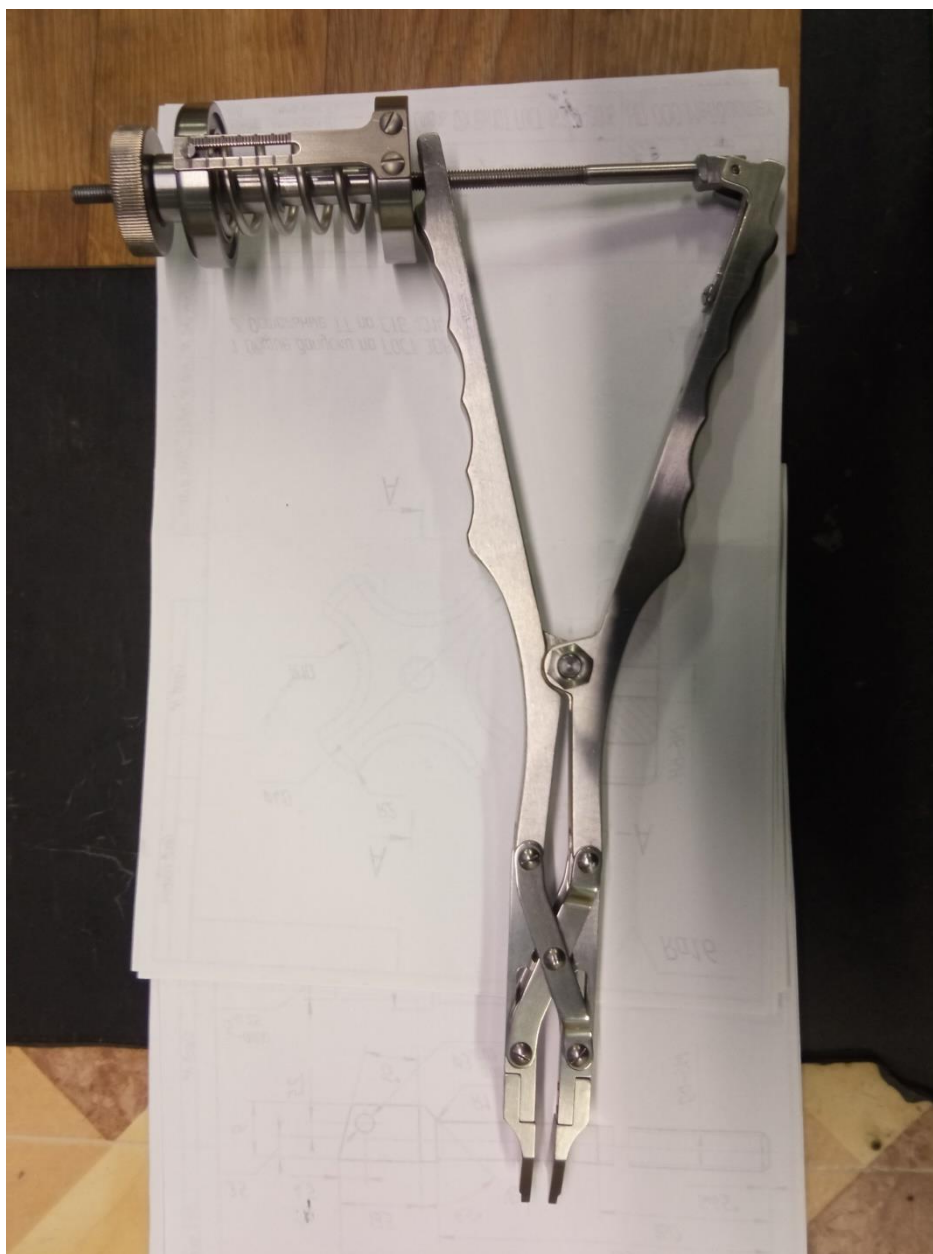


Рис. 3.15. Реберный дистрактор с динамометрическим блоком

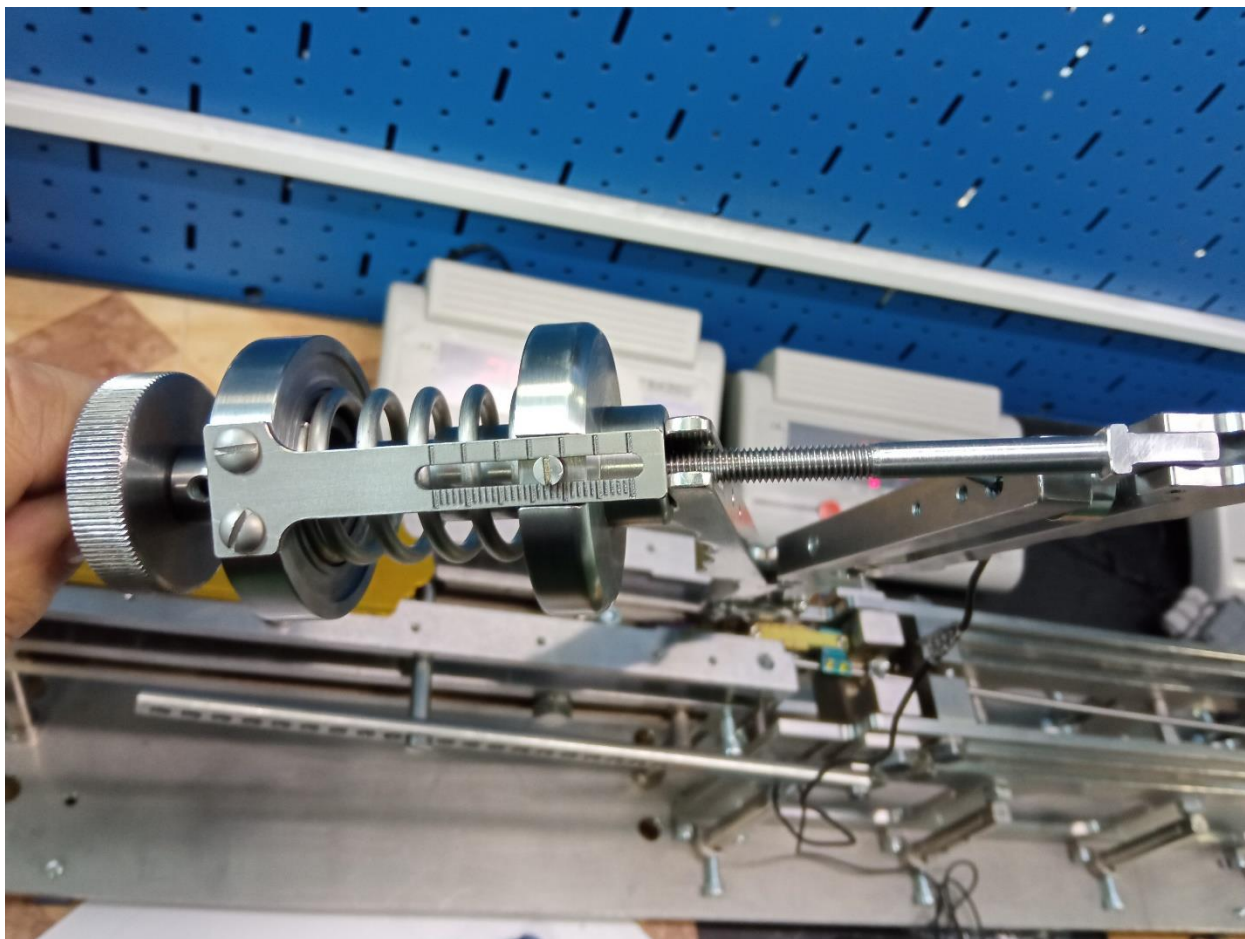


Рис. 3.16. Процесс калибровки динамометрического реберного дистрактора на стенде испытательно-калибровочном полифункциональном для спинальных систем с установленной реберно-позвоночной системой

Калибровка шкалы динамометрического дистрактора осуществлялась следующим образом. На реберной и позвоночной секциях «стенда испытательно-калибровочного полифункционального» закрепляли низкопрофильную реберно-позвоночную конструкцию, при этом сохраняя возможность свободного перемещения выдвижной пластины относительно основания реберной части реберно-позвоночной конструкции. После этого осуществляли регулировку винтов точного контакта с миниатюрными тензодатчиками, расположенных в реберной и позвоночной секциях испытательного стенда, до их плотного соприкосновения с неподвижными упорами. Затем устанавливали динамометрический дистрактор на реберную часть реберно-позвоночной конструкции и при помощи гайки-барашка

начинали проводить distraction, фиксируя при этом показания с монитора реберного тензодатчика и сопоставляя их с показаниями шкалы динамометрического блока. На основании полученных данных осуществляли подбор тарированной пружины с необходимыми параметрами.

Таким образом, после подбора необходимых параметров тарированной пружины динамометрический дистрактор был откалиброван, позволяя развивать усилие в пределах от 0 до 30 кг, цена одного деления составила 1,0 кг.

Резюме

В результате проведенных стендовых испытаний установлено следующее.

1. На позвоночном блоке испытательно-калибровочного полифункционального стенда проведенные испытания по нагрузкам, оказываемыми транспедикулярными винтами диаметром 3,5 мм и длиной 30 мм при проведении контракции установочным инструментарием и при помощи откалиброванного динамометрического контрактора, установлена усредненная величина нагрузки при выполнении коррекции врожденной деформации позвоночника у детей дошкольного возраста, составившая 12.7 кг (124.46 Н). Данное значение использовано в последующем для твердотельного моделирования нагрузок методом конечных элементов у детей дошкольного возраста с моносегментарной транспедикулярной фиксацией при изолированных пороках развития позвоночника.

2. Проведенные стендовые испытания низкопрофильных реберно-позвоночных систем при помощи стандартного и реберного дистракторов, оснащенных тензодатчиками, позволили определить величину усилий, возникающих на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной системы при осуществлении distraction. Усредненное значение данных показателей в целом для всех типоразмеров пластин составило 31,2 кг.

Данные показатели имеют важное значение при сопоставлении с результатами исследования прочностных характеристик низкопрофильных реберно-позвоночных систем методом конечных элементов.

3. Установлено, что применение стандартного дистрактора для distraction реберной части низкопрофильной реберно-позвоночной системы за счет эффекта «заклинивания» выдвижной пластины в основании реберной части приводит к снижению развиваемой силы давления опорными элементами конструкции по сравнению с реберным дистрактором ($p < 0,05$) на 34,2% (20.2 кг), что необходимо учитывать в ходе хирургического вмешательства.

4. Созданный в ходе исследования блок динамометрический для контракции и distraction при хирургическом лечении деформаций позвоночника (Патент РФ на полезную модель №227005) позволил объективизировать величину прилагаемых сил к опорным элементам спинальных систем и осуществлять дозированную контролируемую нагрузку. Динамометрический контрактор откалиброван в диапазоне от 0 до 20 кг, цена одного деления составила 1,0 кг. Динамометрический дистрактор откалиброван в диапазоне от 0 до 30 кг, цена одного деления составила 1,0 кг.

Таким образом, полученные результаты стендовых испытаний явились первым этапом настоящего исследования и легли в основу последующих испытаний на этапе твердотельного моделирования методом конечных элементов.

ГЛАВА 4. НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ПОЗВОНКОВ И СПИНАЛЬНЫХ СИСТЕМ У ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА

4.1. Моделирование напряжений в позвонках у детей с врожденными деформациями при транспедикулярной фиксации

Следует отметить, что использование стандартных транспедикулярных систем с диаметром стержня 3.5 мм у детей с врожденными сколиозами на фоне изолированных пороков развития позвоночника (полупозвонок, бабочковидный позвонок) дошкольного возраста с массой тела менее 18 кг (известные аналоги, такие как, Legacy 3,5 (США, Medtronic) при необходимости выполнения фиксации двух смежных позвонков для проведения короткой моносегментарной инструментализации позвоночника, особенно при небольших размерах корней дуг позвонков и выраженной локальной деформации, при достижении радикальной коррекции зачастую приводит к перелому костных структур инструментированного позвонка транспедикулярным опорным элементом, и как следствие, к дестабилизации спинальной системы и потере коррекции.

Достижение оптимального баланса между размерами транспедикулярной системой и нагрузками, возникающими в зоне контакта «кость-металл», способствует нивелированию данных осложнений.

Работы по биомеханическому моделированию и исследованию прочностных свойств костной ткани проводились совместно с сотрудниками кафедры математической теории упругости и биомеханики СГУ имени Н.Г.Чернышевского.

4.1.1. Моделирование напряжений в позвонке при «свободном» ходе транспедикулярного винта у детей младшего школьного возраста

В ходе работ на основе данных КТ пациента с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового полупозвонка L3(S) (мальчик, 7 лет) построены модели позвонков L2 и L4 в программном комплексе Solid Works. В данных моделях размещены транспедикулярные винты с длиной резьбовой части 30мм и диаметром 3.5 мм со стороны, соответствующей расположению полупозвонка (рис. 4.1).

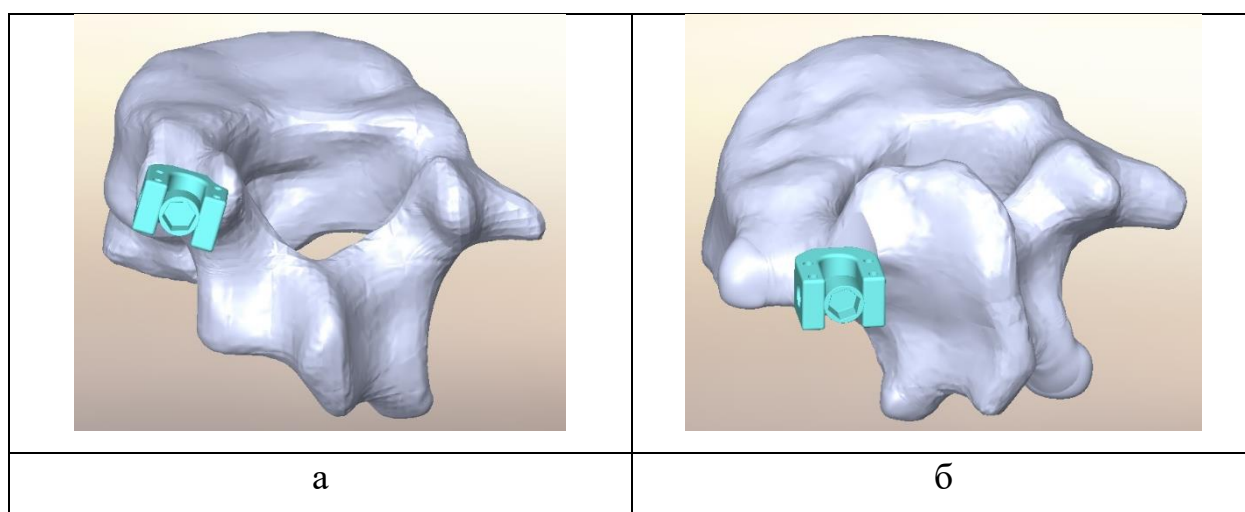


Рис. 4.1. Размещение транспедикулярного винта: а- позвонок L2, б - позвонок L4

Затем на верхней замыкательной пластинке L2 и нижней замыкательной пластинке L4 позвонков достроены мягкие ткани, имитирующие межпозвонковые диски (рис. 4.2).

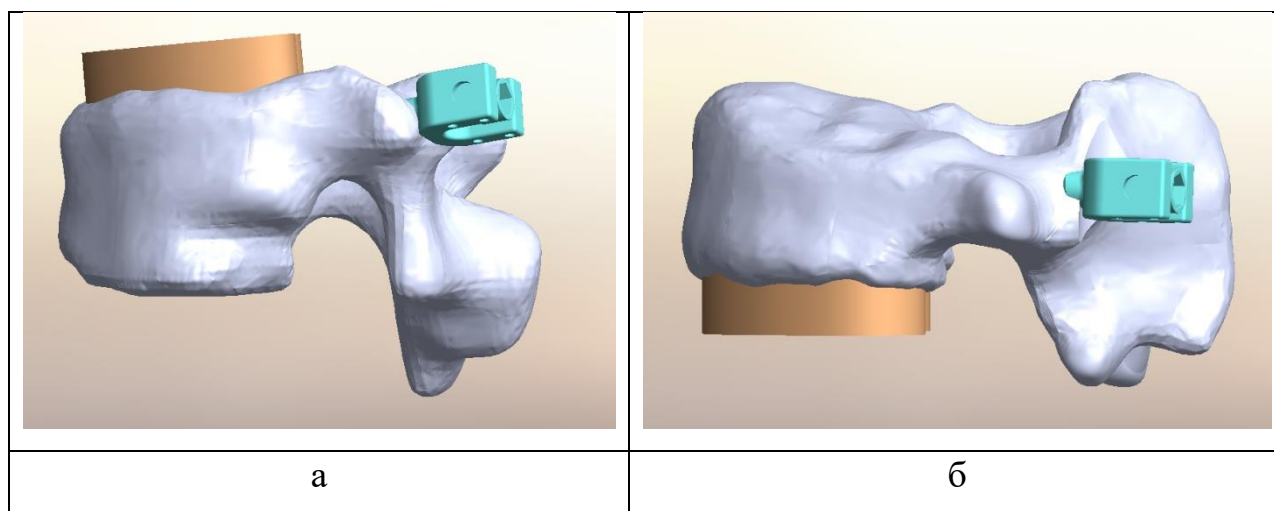


Рис. 4.2. Достроение межпозвонковых дисков: а - позвонок L2, б - позвонок L4

Это было необходимо для исключения влияния жесткой заделки на результаты расчетов. В дальнейшем напряженно-деформированное состояние дисков не анализировалось. После построения модели позвонков с установленными винтами импортировались в программный комплекс Ansys для дальнейшего численного моделирования. Моделирование проводилось в предположении сплошности, идеальной упругости, изотропии исследуемых тел (позвонка и имплантата).

Для расчетов построена гибридная гексаэдрическая и тетраэдрическая вычислительная сетка, созданным твердотельным моделям присвоены свойства материалов, приведенных в таблице 4.1.

Таблица 4.1. Свойства материалов

Твердотельная модель	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Тело позвонка	75	0,29
Основание дуги	138	0,29
Межпозвонковый диск	24	0,49
Транспедикулярный винт	96000	0,36

Модель каждого позвонка условно разделена на две области: тело и основание дуги, что позволило задавать разные механические свойства этим областям.

Свойства материалов (модули Юнга) костных тканей в области тела позвонка и основания дуги определялись с помощью формул из работы Bessonov L.V. с соавт. (2021) на базе данных КТ. Найденные значения модуля Юнга тела и дуги позвонка оказались близки значениям из аналогичного исследования для позвонков ребенка 6 лет (Jebaseelan D.D. et al., 2010). Коэффициенты Пуассона материалов тела и дуги позвонка взяты из литературы (Jebaseelan D.D. et al., 2010). Механические параметры межпозвонкового диска также брались из литературы (Донник А.М. с соавт.,

2019). Винт считался изготовленным из титана, механические свойства которого взяты из библиотеки материалов Ansys.

Для расчета предела прочности кости σ_u пользовались литературными данными, а именно формулами (1), позволяющими его рассчитать по данным КТ (через единицы Хаунсфилда HU) (Öhman-Mägi S. et al., 2021; Mosekilde L. et al., 1989).

$$\sigma_u = 284\rho_{ash}^{2.27}, \rho_{ash} = 0.4HU + 63. \quad (1)$$

Для этого по КТ осуществляли расчет среднего по телу позвонка и среднего по области его оснований дуг числа Хаунсфилда (HU), как показано на рисунке 4.3.

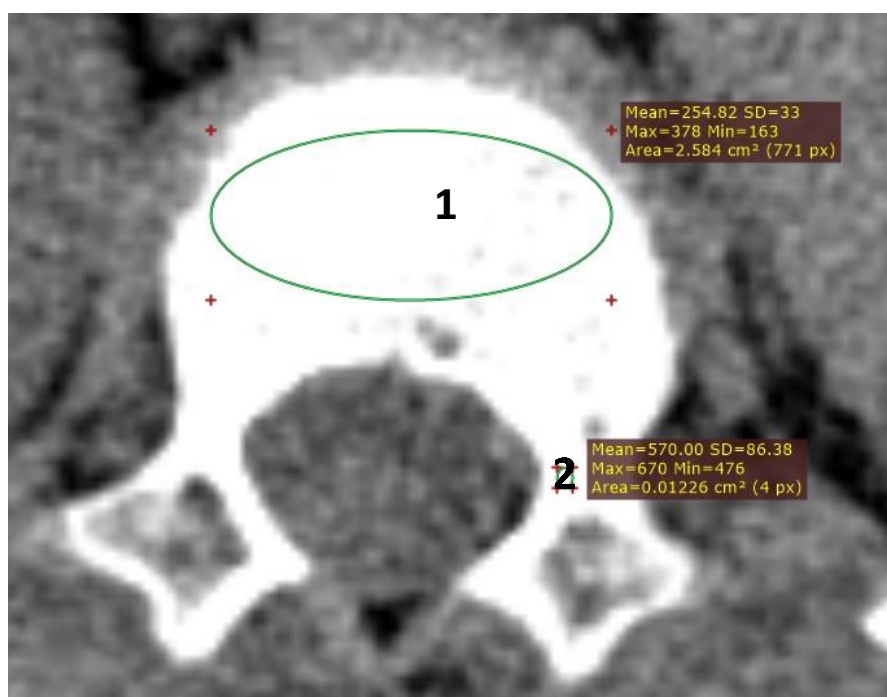


Рис. 4.3. Определение по КТ средних значений чисел Хаунсфилда:
1 - тело позвонка = 254.82 HU, 2- основание дуги позвонка = 570 HU

Рассчитанные пределы прочности σ_u тела и основания дуги позвонка представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2. Пределы прочности σ_u тела и основания дуги позвонка

Объект	Предел прочности на сжатие, МПа
Тело позвонка	4.6
Основание дуги позвонка	17.0

В качестве граничных условий задавалась жесткая заделка на свободной поверхности диска, а также сила, действующая вертикально вниз на позвонок L2 или вертикально вверх на позвонок L4 на головку установленного ТВ. Значение силы 124.46 Н соответствовало нагрузке в 12.7 кг (рис. 4.4).

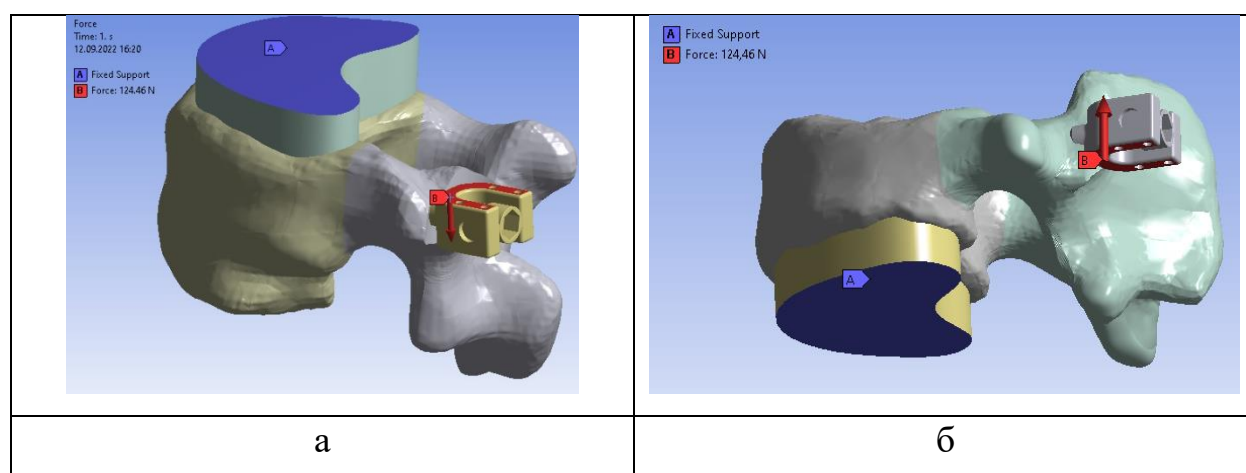
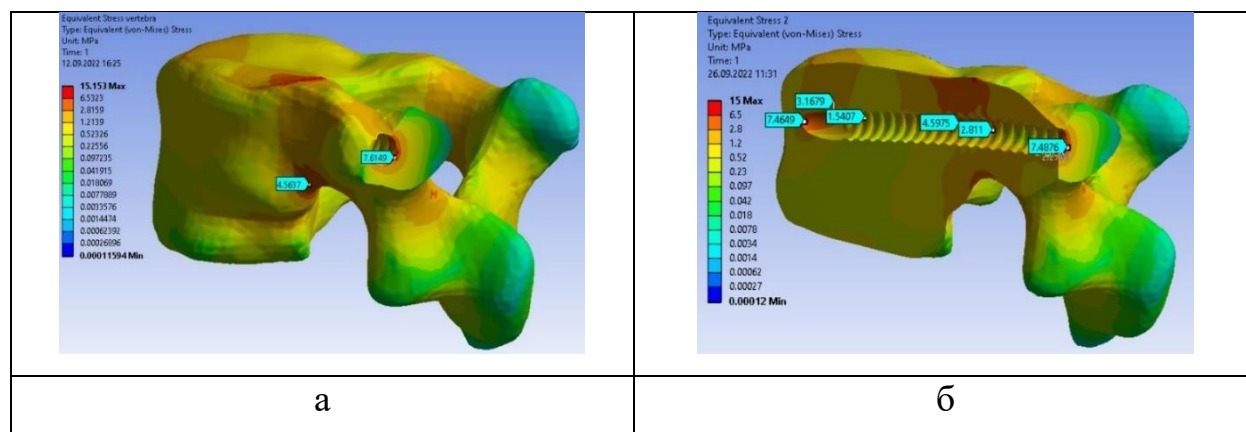


Рис. 4.4. Граничные условия: а - при расчете позвонка L2, б - при расчете позвонка L4

В результате численного моделирования нагружения позвонков были получены поля распределения эквивалентных напряжений, представленные на рисунках 4.5 и 4.6.



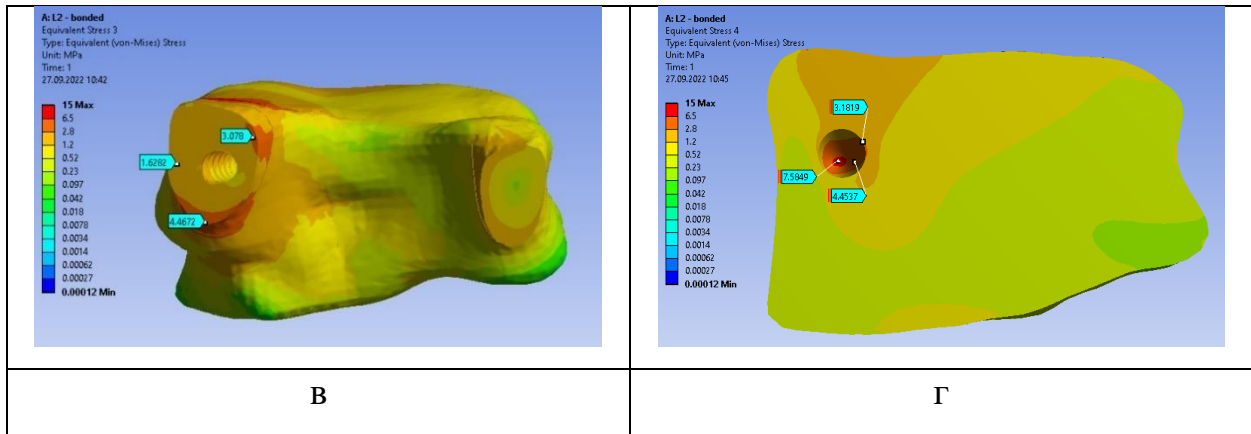


Рис. 4.5. Поле эквивалентных напряжений в позвонке L2: а - вид сбоку, б – разрез вдоль оси транспедикулярного винта, в - разрез в области основания дуги, г - разрез в теле позвонка

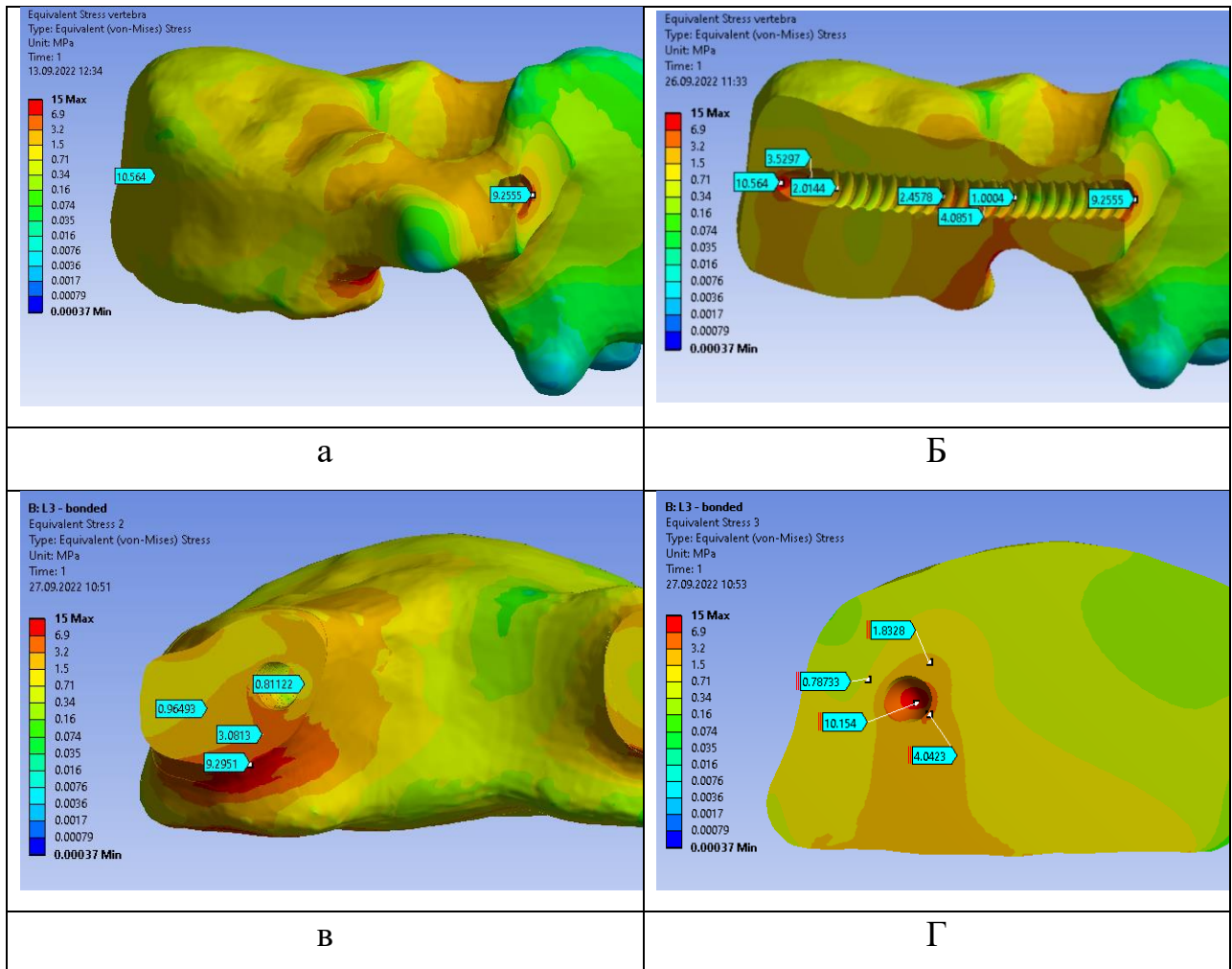


Рис. 4.6. Поле эквивалентных напряжений в позвонке L3: а - вид сбоку, б – разрез вдоль оси транспедикулярного винта, в - разрез в области основания дуги, г - разрез в теле позвонка

Значения максимумов эквивалентных напряжений сравнивались с пределами прочности костной ткани.

В теле позвонка L2 максимальные эквивалентные напряжения наблюдались в области контакта резьбы винта с костью (зоны, выделенные красным цветом) и составляли порядка 7.5 МПа, что существенно превышает предел прочности для этой области. В зоне основания дуги позвонка максимум эквивалентных напряжений составил 7.5 МПа, что существенно ниже предела прочности для данной области. В теле позвонка L4 максимальные эквивалентные напряжения наблюдались в области контакта резьбы винта с костью (зоны, выделенные красным цветом) и составляли порядка 10 МПа, что существенно превышает предел прочности для этой области. В зоне основания дуги позвонка максимум эквивалентных напряжений составил 9 МПа, что существенно ниже предела прочности для данной области.

Таким образом, в обоих позвонках может наблюдаться продавливание материала кости ТВ диаметром 3.5 мм в области тела позвонка, однако в основании дуги разрушение костной ткани при указанной нагрузке происходить не будет. Следует отметить, что в телах позвонков предел прочности достигается уже при нагрузке порядка 4 кг (около 39 Н), то есть примерно при 31% от заданной нагрузки в 12.7 кг. Предел прочности в основании дуги позвонков достигался при нагрузке порядка 20.4 кг (200 Н), однако уже при величине нагрузки в 14 кг (около 137 Н) на границе области основания дуги и тела позвонка достигается предел прочности для материала дуги, что может свидетельствовать о начале разрушения.

Несмотря на то, что при заданных граничных условиях для конкретных позвонков (с указанными выше механическими свойствами) возможно продавливание материала кости имплантатом в области тела позвонка, критических напряжений в области оснований дуг позвонков не возникает.

Таким образом, в целом в обоих позвонках перелома или дестабилизации конструкции при указанной нагрузке не произойдет.

4.1.2. Моделирование напряжений в позвонке при «свободном» ходе транспедикулярного винта у детей младшего дошкольного возраста

В ходе работ на основе данных КТ пациента с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового полупозвонка L3(S) (девочка, 2 года) построены модели позвонков L2 и L4 в программном комплексе Solid Works. В данных моделях размещены транспедикулярные винты с длиной резьбовой части 30мм и диаметром 3.5 мм со стороны, соответствующей расположению полупозвонка (рис. 4.7).

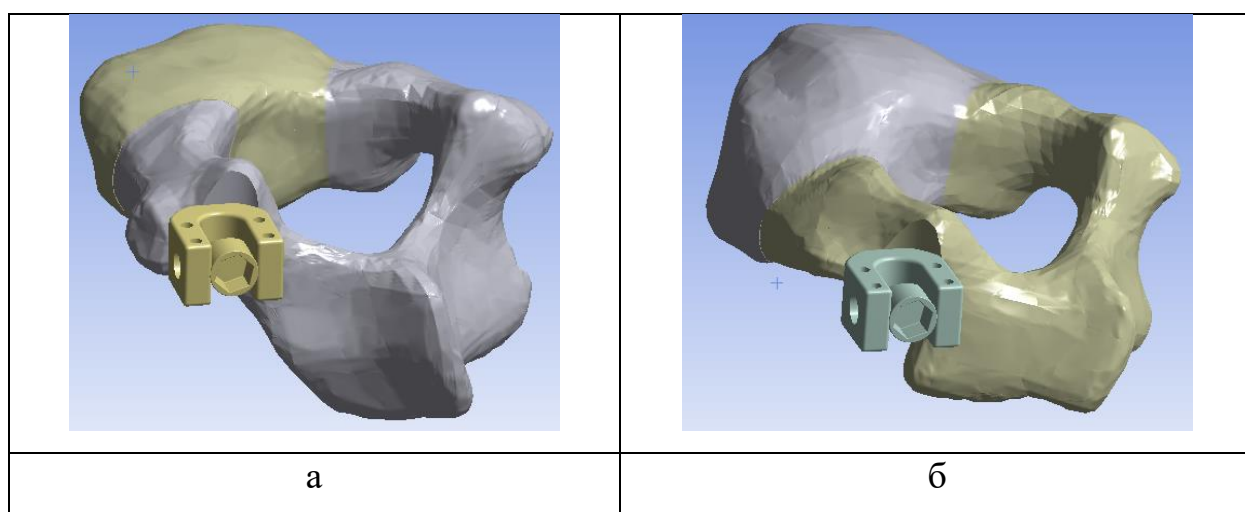


Рис. 4.7. Размещение ТВ: а- позвонок L2, б - позвонок L4

Помимо позвонков, на верхней замыкательной пластинке L2 и нижней замыкательной пластинке L4 достроены мягкие ткани, имитирующие межпозвонковые диски (рис. 4.8).

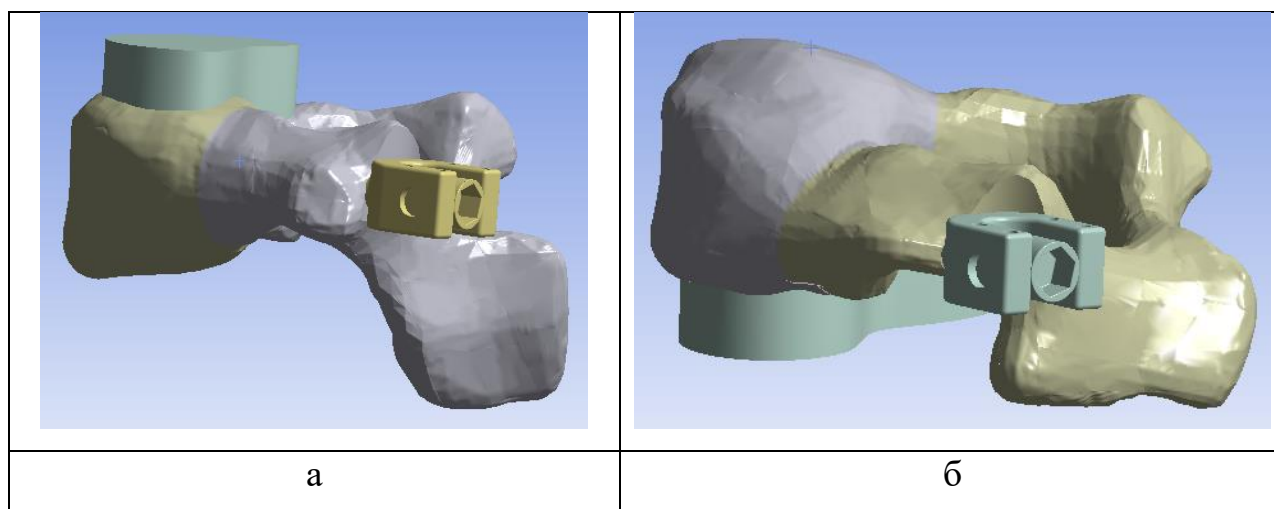


Рис. 4.8. Достроение межпозвонковых дисков: а - позвонок L2, б - позвонок L4

Это было необходимо для исключения влияния жесткой заделки на результаты расчетов. В дальнейшем напряженно-деформированное состояние дисков не анализировалось. После построения модели позвонков с установленными винтами импортировались в программный комплекс Ansys для дальнейшего численного моделирования.

Моделирование проводилось в предположении сплошности, идеальной упругости, изотропии исследуемых тел (позвонка и имплантата). Для расчетов построена гибридная гексаэдрическая и тетраэдрическая вычислительная сетка, созданы и присвоены материалы. Свойства материалов приведены в таблице 4.3.

Таблица 4.3. Свойства материалов

Твердотельная модель	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Тело позвонка	52	0,29
Основание дуги	79	0,29
Межпозвонковый диск	24	0,49
Транспедикулярный винт	96000	0,36

Модель каждого позвонка была условно разделена на две области: тело и основание дуги, что позволило задавать разные механические свойства этим областям. Свойства материалов (модули Юнга) костных тканей в области тела позвонка и основания дуги определялись с помощью формул из работы Bessonov L.V. с соавт. (2021) на базе данных КТ. Коэффициенты Пуассона материалов тела и дуги позвонка брались из литературы (Jebaseelan D.D. et al., 2010). Механические параметры межпозвонкового диска также брались из литературы (Донник А.М. с соавт., 2019). Винт считался изготовленным из титана, механические свойства которого брались из библиотеки материалов Ansys. Для расчета предела прочности кости σ_u пользовались литературными данными, а именно формулами (1), позволяющими его рассчитать по данным КТ (через единицы Хаунсфилда

HU) (Öhman-Mägi C. et al., 2021; Mosekilde L. et al., 1989). Для этого по КТ осуществляли расчет среднего по телу позвонка и среднего по области его оснований дуг числа Хаунсфилда, как показано на рисунке 4.9.

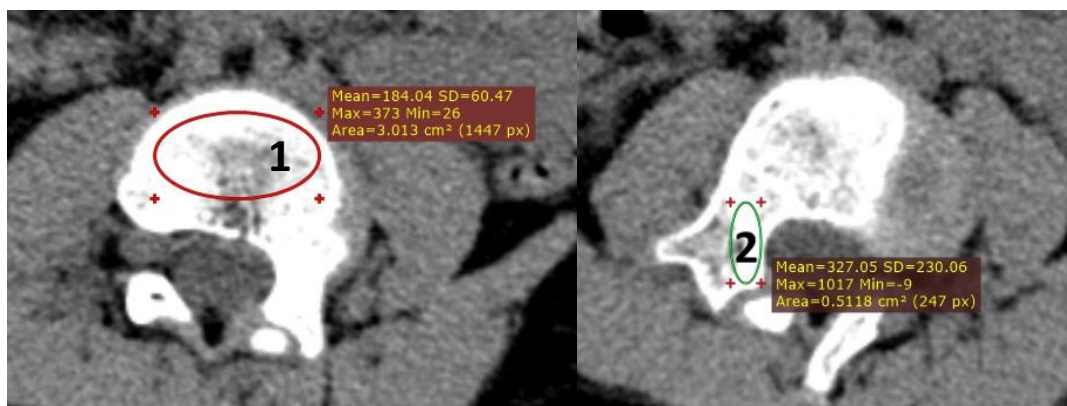


Рис. 4.9. Определение по КТ средних значений чисел Хаунсфилда:
1 - тело позвонка = 184.04 HU, 2- основание дуги позвонка = 327.05 HU

Рассчитанные пределы прочности σ_u тела и дуги позвонка представлены в таблице 4.4.

Таблица 4.4. Пределы прочности σ_u тела и основания дуги позвонка

Объект	Предел прочности на сжатие, МПа
Тело позвонка	3.1
Основание дуги	6.8

В качестве граничных условий задавалась жесткая заделка на свободной поверхности диска, а также сила, действующая вертикально вниз на позвонок L2 и вертикально вверх на позвонок L4 на головку установленного ТВ. Значение силы 124.46 Н соответствовало нагрузке в 12.7 кг (рис. 4.10).

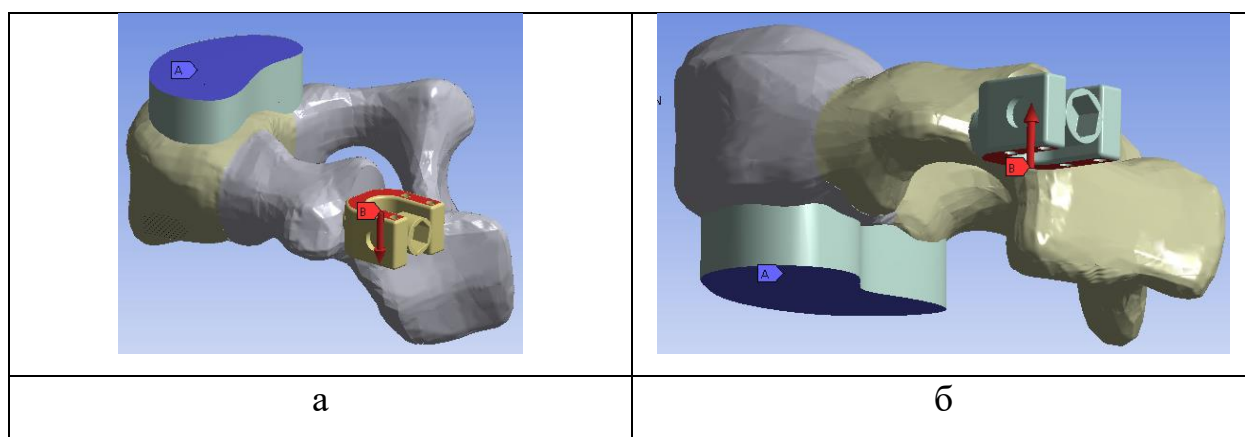


Рис. 4.10. Граничные условия: а - при расчете позвонка L2, б - при расчете позвонка L4

В результате численного моделирования нагружения позвонков были получены поля распределения эквивалентных напряжений, представленные на рисунках 4.11 и 4.12.

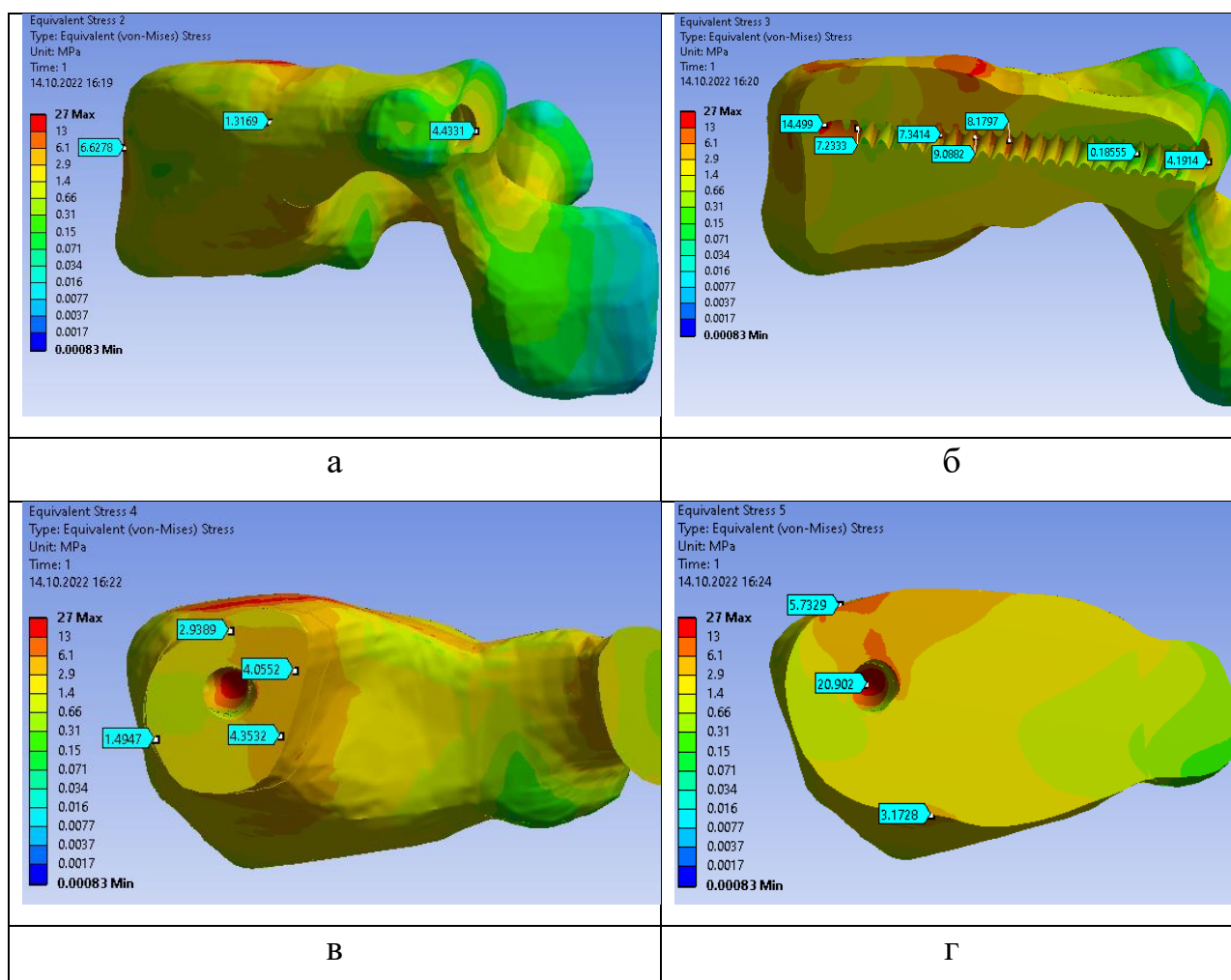


Рис. 4.11. Поле эквивалентных напряжений в позвонке L2: а - вид сбоку, б – разрез вдоль оси транспедикулярного винта, в - разрез в области основания дуги, г - разрез в теле позвонка

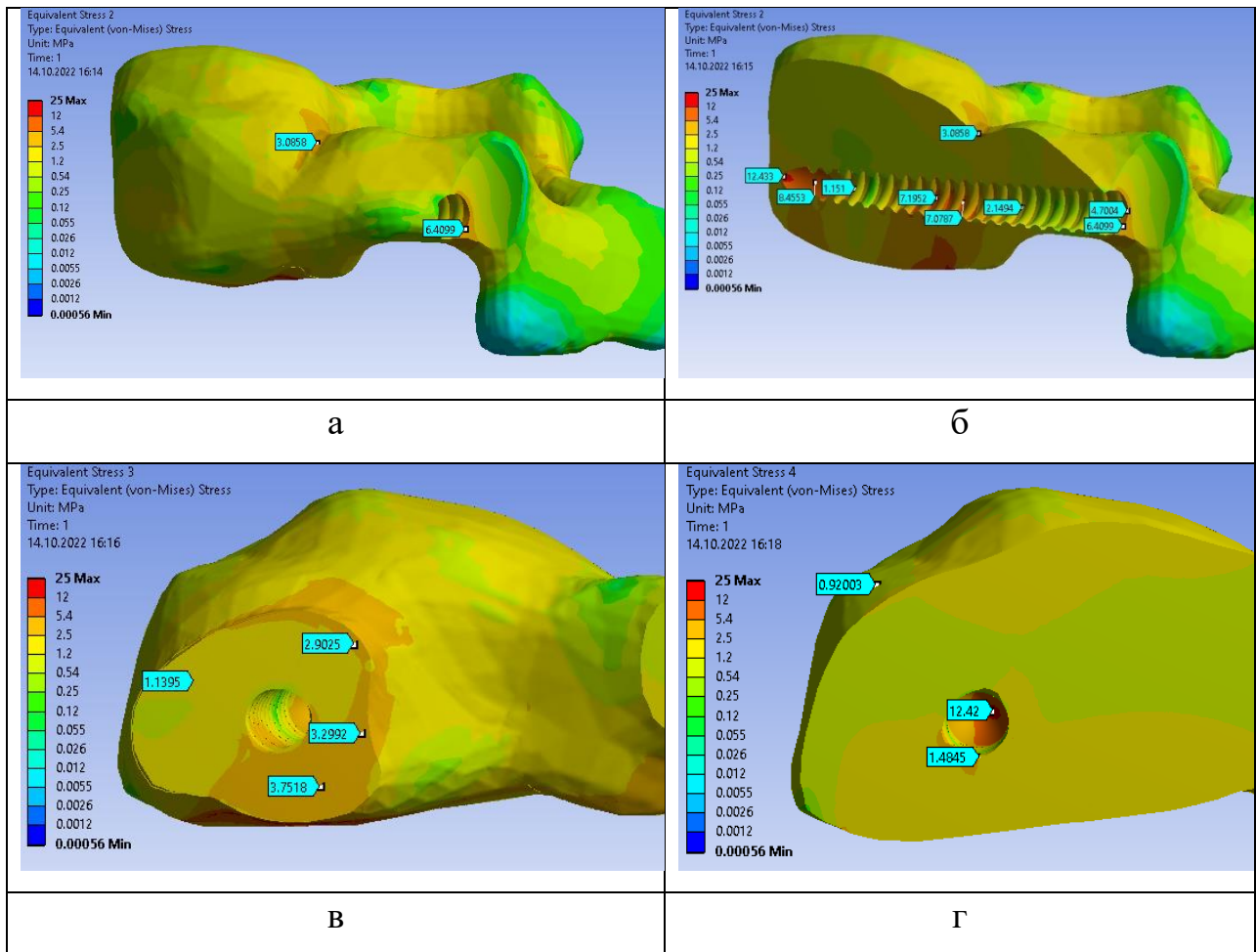


Рис. 4.12. Поле эквивалентных напряжений в позвонке L4: а - вид сбоку, б – разрез вдоль оси транспедикулярного винта, в - разрез в области основания дуги, г - разрез в теле позвонка

Значения максимумов эквивалентных напряжений сравнивались с пределами прочности костной ткани на сжатие (тело позвонка - 3.1 МПа, основание дуги - 6.8 МПа). В теле позвонка L2 максимальные эквивалентные напряжения наблюдались в области контакта резьбы винта с костью (зоны, выделенные красным цветом) и составляли порядка 20.9 МПа, что существенно превышает предел прочности для этой области. В зоне основания дуги позвонка максимум эквивалентных напряжений составил 4.4 МПа, что существенно ниже предела прочности для данной области.

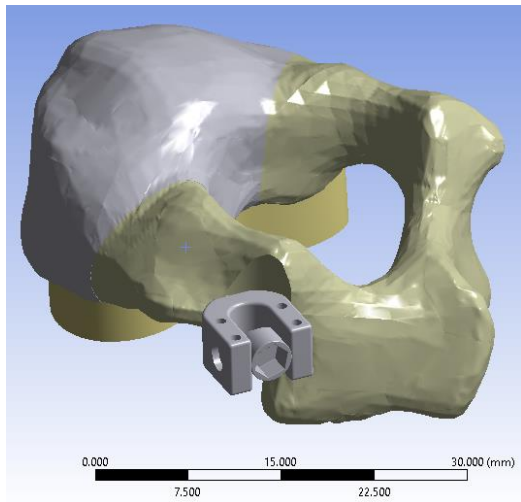
В теле позвонка L4 максимальные эквивалентные напряжения наблюдались в области контакта резьбы винта с костью (зоны, выделенные красным цветом) и составляли порядка 12.4 МПа, что существенно

превышает предел прочности для этой области. В зоне основания дуги позвонка максимум эквивалентных напряжений составил 6.4 МПа, что практически совпадает с его пределом прочности для данной области. Такой уровень напряжений может привести к разрушению позвонка в области основания дуги. В обоих позвонках может наблюдаться продавливание материала кости винтом в области тела позвонка и его разрушение, а также разрушение кости в основании дуги позвонка L4. Следует отметить, что в телах позвонков предел прочности достигается уже при нагрузке порядка 3.4 кг (около 33 Н), то есть примерно при 27% от заданной нагрузки в 12.7 кг. В то же время, предел прочности в дугах позвонков L2 и L4 достигался при нагрузке порядка 13.3 кг (130 Н).

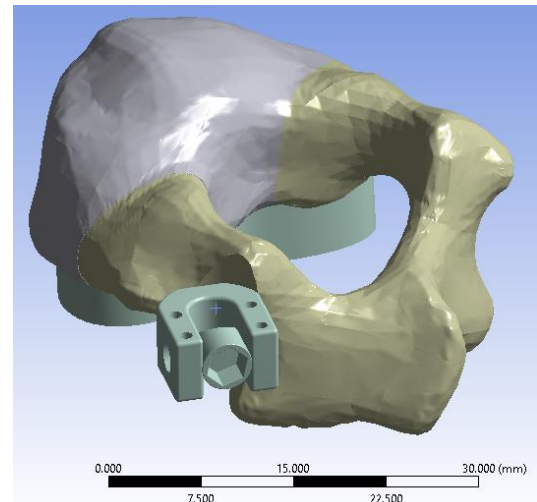
Таким образом, при заданных граничных условиях для конкретных позвонков (с указанными выше механическими свойствами) возможно разрушение материала кости имплантатом в области тела позвонка. Для позвонка L4 напряжения в области его основания дуги оказались близки к пределу прочности материала и могут привести к разрушению костной ткани. Это, в свою очередь, может способствовать миграции винта в кости и дестабилизации фиксирующей конструкции. Для достижения предела прочности в основаниях дуг позвонков достаточно нагрузки величиной 13.3 кг (130 Н).

4.1.3. Моделирование напряжений в позвонке у детей младшего дошкольного возраста при «свободном» ходе и с учетом штанги в зависимости от диаметра транспедикулярного винта

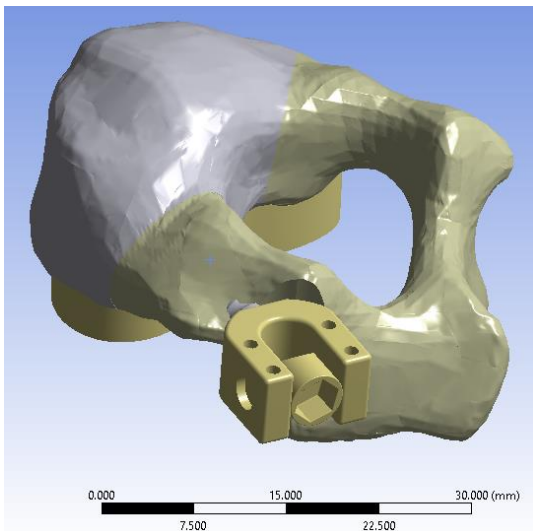
На основе данных КТ пациента (девочка, 2 года) построена модель позвонка L4. В модели были размещены транспедикулярные винты с длиной резьбовой части 30мм и диаметрами 3, 3.5, 4 и 4.5 мм со стороны, соответствующей расположению полупозвонка (рис. 4.13).



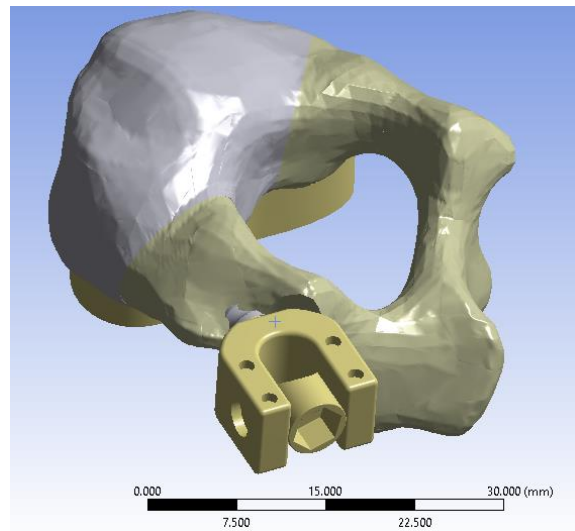
а



б



в



г

Рис. 4.13. 3D твердотельные модели позвонка L4 с размещенными транспедикулярными винтами: а – диаметр винта 3 мм, б – диаметр винта 3.5 мм, в - диаметр винта – 4.0 мм, г - диаметр винта 4.5 мм

Исследуемые модели подвергались действию силы 124 Н (красная стрелка), приложенной к транспедикулярному винту, нижний край межпозвонкового диска жестко закреплялся (залито синим цветом) (рис. 4.14).

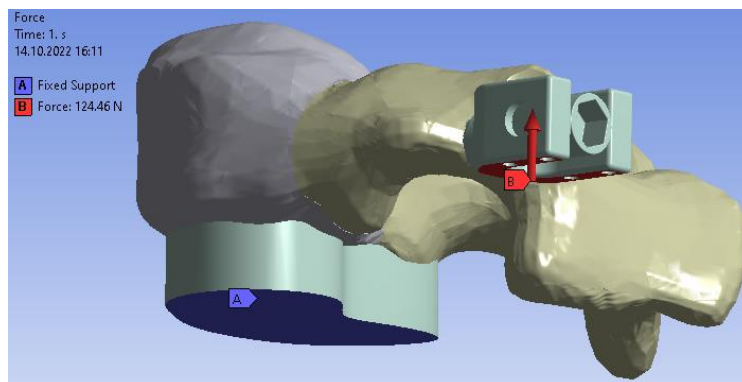


Рис. 4.14. Граничные условия при расчете позвонка L4

Результаты моделирования без учета штанги

Проведен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния систем позвонков-винт для каждой из показанных моделей на рисунке 4.13. В результате получены максимальные эквивалентные напряжения в теле и основании дуги позвонка (табл. 4.5. и рис. 4.15).

Таблица 4.5. Максимальные эквивалентные напряжения в теле позвонка и основании дуги, МПа

Диаметр ТВ, мм	Мах напряжения в теле позвонка	Мах напряжения в основании дуги
3.0	16.5	10.2
3.5	12.8	6.7
4.0	15.0	6.9
4.5	13.8	8.3

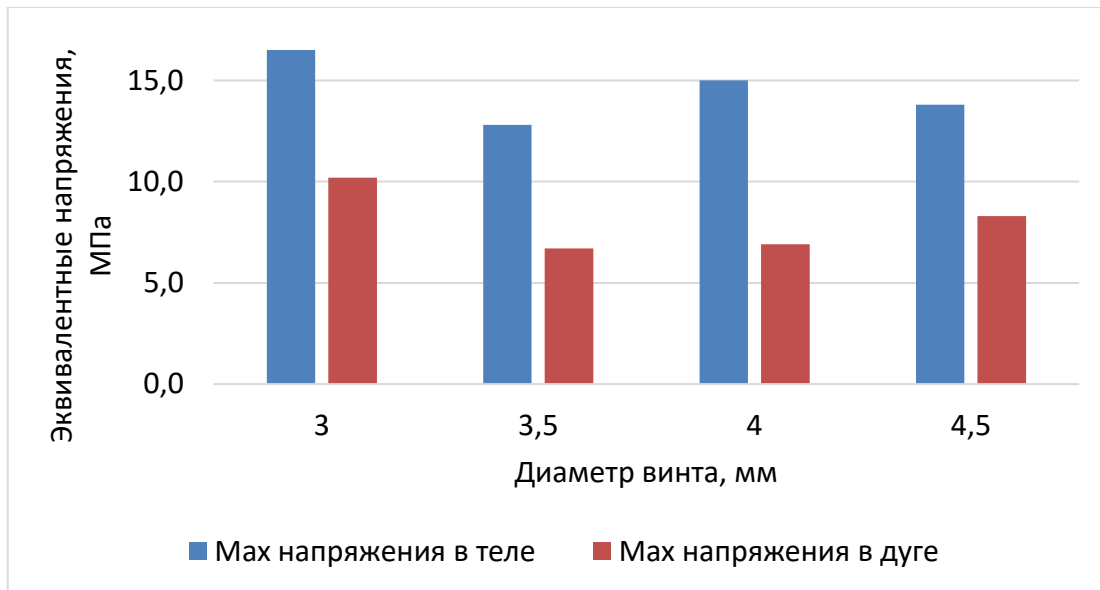
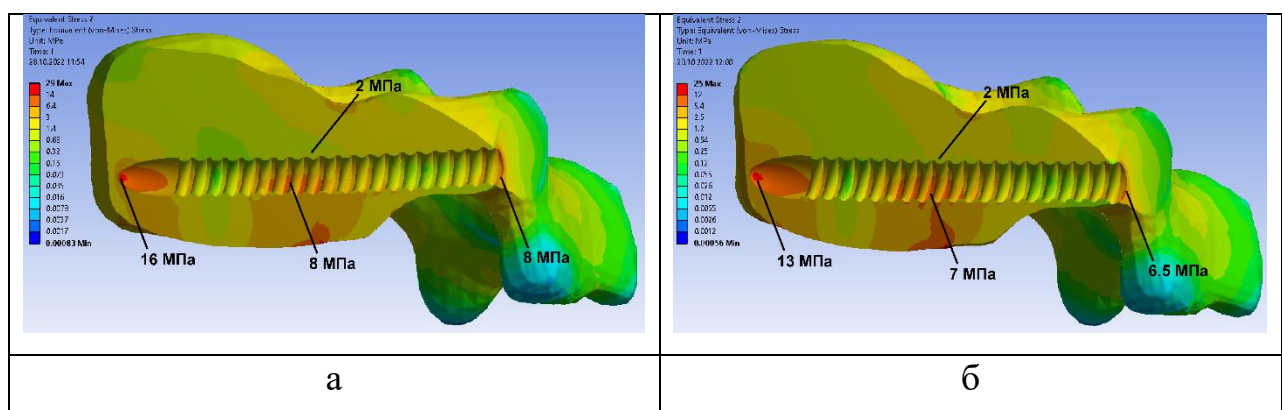


Рисунок 4.15. Максимальные значения эквивалентных напряжений (в МПа) в теле и основании дуги позвонка

В результате проведенного анализа максимальных напряжений в теле и основании дуги позвонка установлено, что наименьшие эквивалентные напряжения в теле и основании дуги позвонка получены при нагрузке винта с диаметром резьбовой части 3.5 мм. Наибольшие напряжения показал винт диаметром 3 мм. Следует также отметить, что при установке каждого винта в теле позвонка возникают напряжения, превышающие предел прочности костной ткани (3.1 МПа), рассчитанный для данного пациента. В основании дуги позвонка при установке винта диаметром 3.5 мм предел прочности (6.8 МПа) практически достигается, но не превышен. Для винтов других диаметров предел прочности в основании дуги позвонка превышает (рис. 4.16).



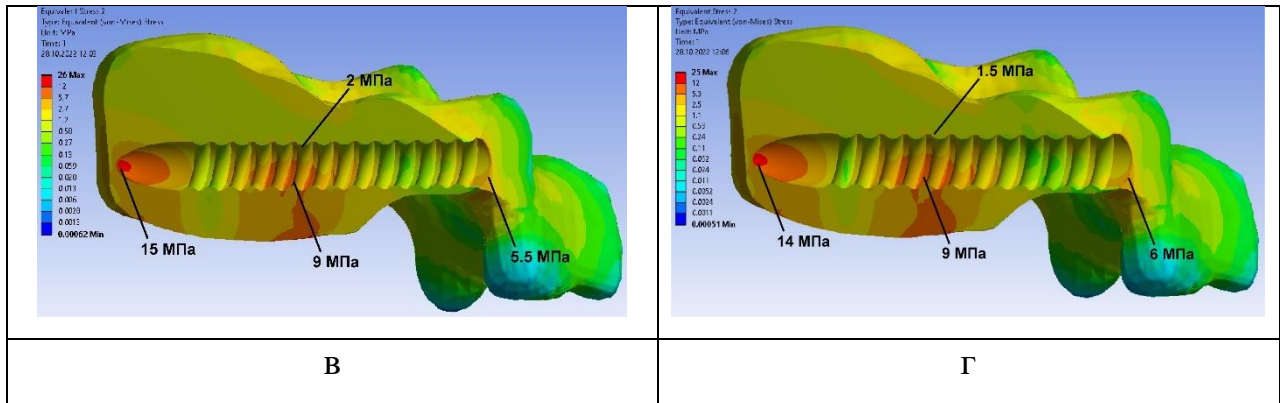


Рис. 4.16. Эквивалентные напряжения в теле и основании дуги позвонка:
 а – диаметр резьбовой части ТВ - 3 мм, б - диаметр резьбовой части ТВ – 3.5 мм, в - диаметр резьбовой части ТВ – 4.0 мм, г - диаметр резьбовой части ТВ – 4.5 мм

Результаты моделирования с учетом штанги

Взаимодействие со штангой моделировалось постановкой дополнительного граничного условия на внутренней цилиндрической поверхности головки винта. Ставились условия запрета перемещений в радиальном направлении этой цилиндрической поверхности, а в аксиальном и тангенциальном – разрешались (рис. 4.17).

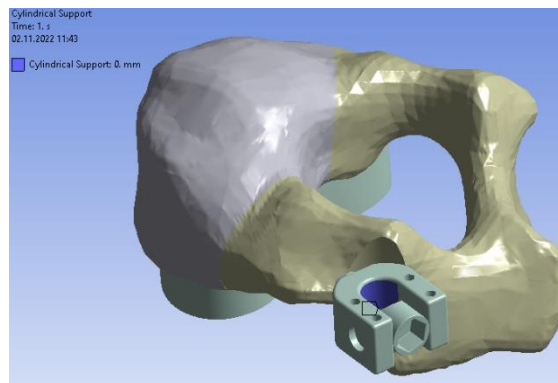


Рис. 4.17. Граничное условие на цилиндрической поверхности головки винта (показано синим цветом)

При ходе винта по штанге происходит перераспределение максимальных эквивалентных напряжений в теле и основании дуги позвонка, приобретая линейную зависимость – чем больше диаметр резьбовой части транспедикулярного опорного элемента, тем меньше напряжение (рис. 4.18 и табл. 4.6).

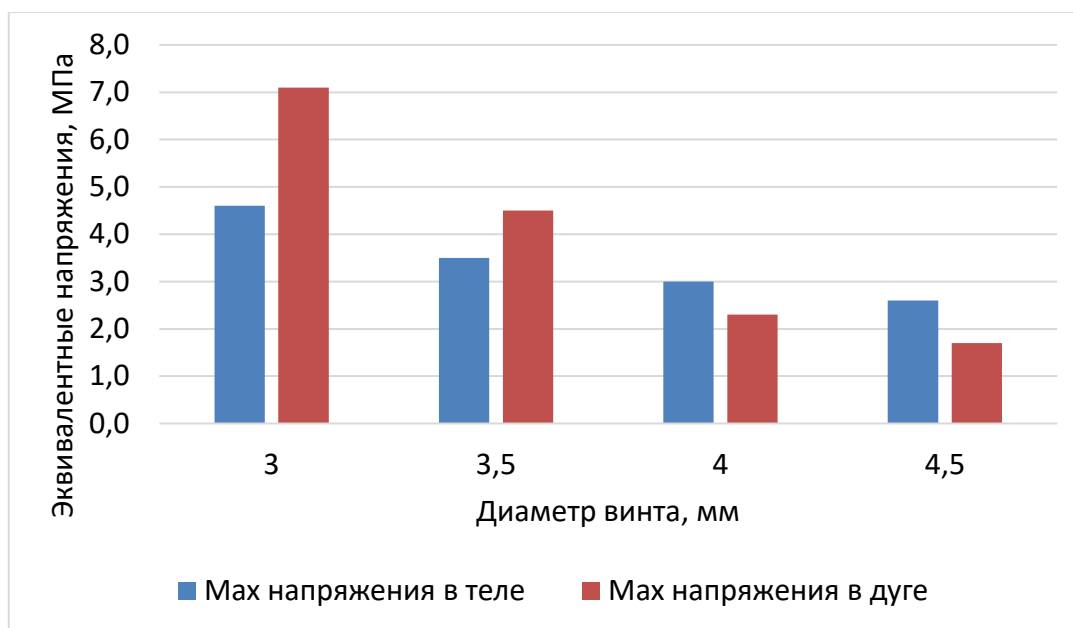


Рис. 4.18. Максимальные значения эквивалентных напряжений (в МПа) в теле позвонка и основании дуги с учетом штанги

Таблица 4.6. Максимальные эквивалентные напряжения в теле позвонка и основании дуги при «свободном» ходе ТВ и с учетом штанги в зависимости от диаметра резьбовой части ТВ, МПа

Диаметр ТВ, мм	Макс напряжения в теле позвонка		Макс напряжения в основании дуги	
	Ход по штанге	«Свободный» ход	Ход по штанге	«Свободный» ход
3.0	4.6	16.5	7.1	10.2
3.5	3.5	12.8	4.5	6.7
4.0	3.0	15.0	2.3	6.9
4.5	2.6	13.8	1.7	8.3

Анализ максимальных напряжений в теле и основании дуги позвонка позволяет заключить, что наиболее рациональной видится установка ТВ с диаметром резьбовой части 4.5 мм, при котором эквивалентные напряжения в теле и основании дуги позвонка оказались наименьшими, составив для тела позвонка 2.6 МПа (предел прочности 3.1 МПа), а для основания дуги - 1.7 МПа, что в 4 раза меньше рассчитанного предела прочности (6.8 МПа). Наибольшие напряжения как при «свободном» ходе, так и при ходе по штанге показал ТВ с диаметром резьбовой части 3 мм: тело позвонка – 16.5

МПа и 4.6 МПа, основание дуги позвонка 10.2 МПа и 7.1 МПа, что в целом превышает предел прочности костной ткани, рассчитанный для данного пациента, и на практике приведет к дестабилизации ТВ с диаметром резьбовой части в обоих случаях.

4.1.4. Моделирование напряжений при моносегментарной транспедикулярной фиксации после экстирпации полупозвонка

Рассмотрены 4 модели транспедикулярной фиксации позвонков L2 и L4 ребенка 2-х лет с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового полупозвонка L3(S). Отличие моделей заключалось в диаметре резьбовой части винтов. Исследовались винты диаметрами 3, 3.5, 4 и 4.5 мм (рис. 4.19).

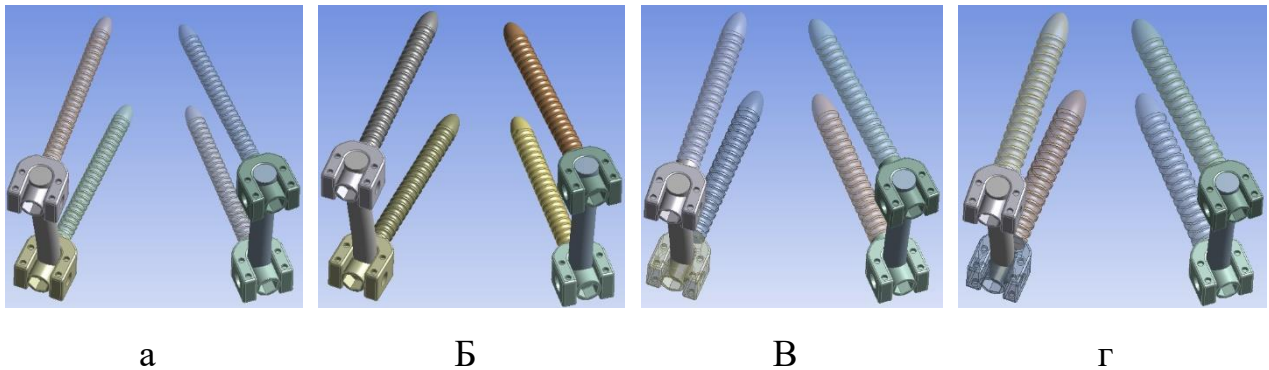


Рис. 4.19. Модели транспедикулярной фиксации позвонков L2 и L4: а – винты 3 мм, б – винты 3.5 мм, в – винты 4 мм, г – винты 4.5 мм

Численно с помощью метода конечных элементов в программе Ansys Workbench 19.2 решалась задача статики механики деформируемого твердого тела. Моделировались позвонки L2 и L4 по выше описанной методике, а также межпозвонковые диски L1-L2 и L4-L5 (раздел 4.1.2.). При этом позвонки относительно друг друга располагали в положении окончательной коррекции врожденной деформации позвоночника после экстирпации полупозвонка. Моделирование осуществлялось в два шага. На первом шаге моделировалась контракция транспедикулярных винтов, установленных на стороне удаленного полупозвонка (слева), на втором шаге – дистракция на транспедикулярных винтах, установленных с противоположной стороны (справа). Контракция и дистракция осуществлялись при помощи приложения

силы величиной 124.46 Н к головкам винтов, как показано красными стрелками на рисунке 4.20.

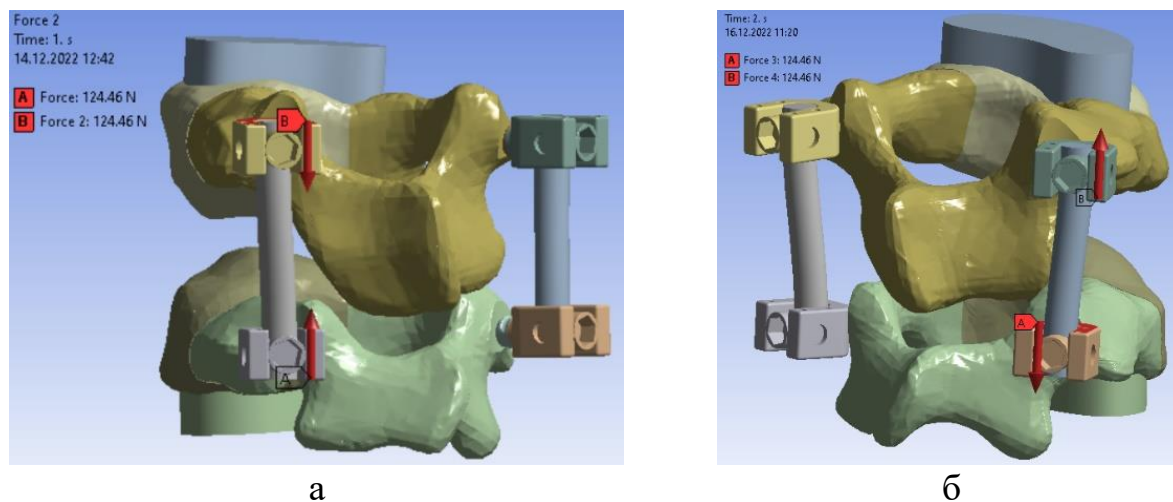


Рис. 4.20. Приложенные к модели силы и жесткая заделка: а – контракция, б – дистракция

Анализировалось напряженно-деформированное состояние тел и основания дуг позвонков (эквивалентные напряжения по Мизесу в костной ткани) при контракции и дистракции.

Важно подчеркнуть тот факт, что позвонки L2 и L4 в данной построенной модели были расположены относительно друг друга в положении окончательной коррекции врожденной деформации позвоночника после экстирпации полупозвонка, и тем самым отсутствовала разница эластичных сил по вогнутой и выпуклой стороне за счет сбалансированности мягких тканей (моделей межпозвонковых дисков), поэтому проведение этапа дистракции означало моделирование тех дополнительных нагрузок на костную ткань позвонков транспедикулярными опорными элементами, которые возникают при активном мышечном напряжении и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде.

Максимальные эквивалентные напряжения в позвонках при контракции и дистракции представлены в таблице 4.7. Зеленым цветом выделены ячейки, в которых эквивалентные напряжения не достигают предельных, оранжевым цветом выделены ячейки с напряжениями,

превышающими их предельные значения для тел (3.1 МПа) и дуг (6.8 МПа) позвонков.

Таблица 4.7. Максимальные эквивалентные напряжения в позвонках, МПа

Позвонок	Винты 3 мм		Винты 3.5 мм		Винты 4 мм		Винты 4.5 мм	
	К	Д	К	Д	К	Д	К	Д
ОД L2	3.8	5.2	3.0	4.8	2.7	3.9	2.5	3.5
ТП L2	5.9	6.7	4.8	5.5	4.0	5.1	3.3	4.6
ОД L4	1.9	6.9	1.6	6.6	1.8	7.5	1.5	6.9
ТП L4	2.9	5.3	2.4	3.9	2.4	3.5	2.4	3.1

*Примечание: К – контракция, Д -дистракция, ОД – основание дуги позвонка, ТП – тело позвонка

Значения напряжений в телах и основаниях дуг позвонков L2 и L4 графически представлены на рисунке 4.21.

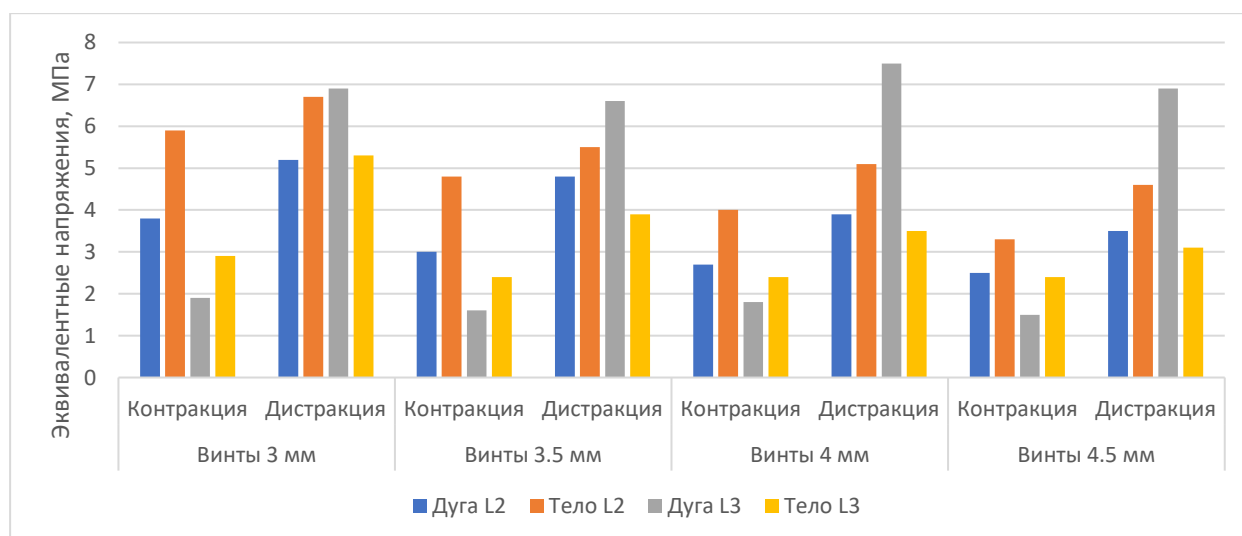


Рис. 4.21. Графическое представление наибольших эквивалентных напряжений в позвонках L2 и L4 при контракции и дистракции

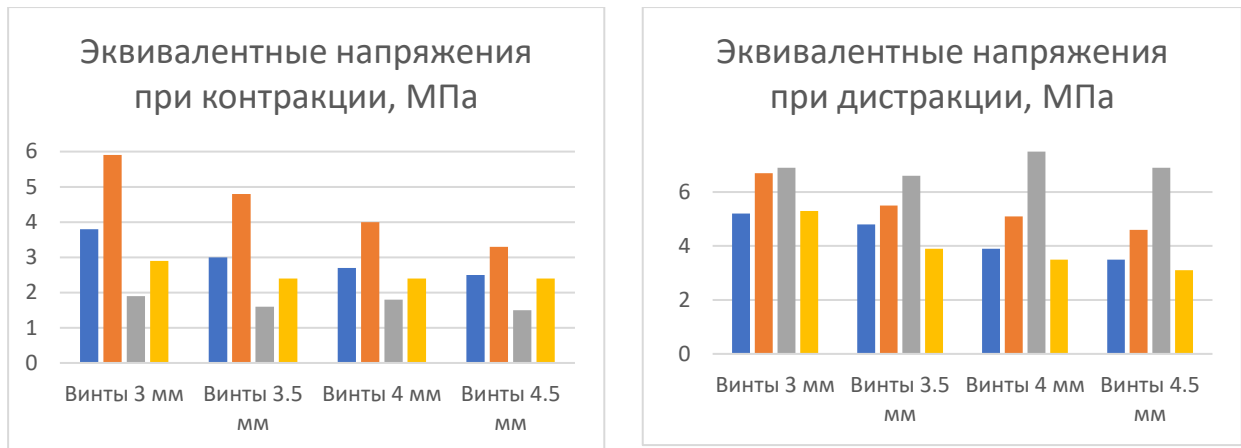


Рис. 4.21 (продолжение). Графическое представление наибольших эквивалентных напряжений в позвонках L2 и L4 при контракции и дистракции

Анализ максимальных напряжений в теле и основании дуги позвонка показал, что при контракции по выпуклой стороне, моделирующей окончательный этап коррекции локальной врожденной деформации позвоночника, при всех четырёх вариантах типоразмеров винтов практически не происходит превышения предела прочности костной ткани позвонков. Однако, при проведении дистракции, которая в данной модели имитирует нагрузку при активном мышечном напряжении и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде, во всех случаях отмечается превышение установленных пределов прочности для тел и оснований дуг позвонков.

4.1.5. Моделирование напряжений при моносегментарной транспедикулярно-ламинарной фиксации после экстирпации полупозвонка

Исследовано состояние нагрузки модели сегмента позвоночника при установке дополнительных фиксаторов - ламинарных крючков. Модели с ламинарными крючками для винтов с диаметром резьбовой части 3 мм и 3.5 мм визуально неотличимы (рис. 4.22). Ламинарные крючки жестко фиксировались стержнями к головкам транспедикулярных винтов, установленных на стороне удаленного полупозвонка (слева), составляя собой единое целое – транспедикулярно-ламинарный опорный элемент.

Оценивалось напряженно-деформированное состояние при контракции и дистракции (стандартная нагрузка 124.46Н).

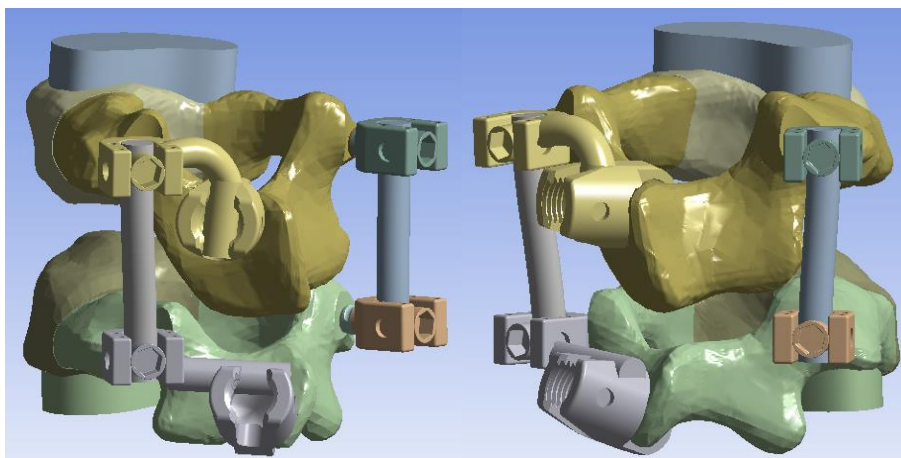


Рис. 4.22. Модель сегмента позвоночника с установленными транспедикулярно-ламинарными опорными элементами

Наибольшие эквивалентные напряжения в основаниях дуг и телах позвонков представлены в таблице 4.8.

Таблица 4.8. Максимальные эквивалентные напряжения в позвонках, МПа

Позвонок	Винты 3.5 мм		ТЛОЭ 3.5 мм+крючки		ТЛОЭ 3 мм+крючки	
	К	Д	К	Д	К	Д
ОД L2	3.0	4.8	2.9	3.9	3.5	4.2
ТП L2	4.8	5.5	4.5	5.2	5.9	5.9
ОД L4	1.6	6.6	1.2	1.6	1.5	2.5
ТП L4	2.4	3.9	2.2	3.8	2.9	5.4

*Примечание: К – контракция, Д -дистракция, ОД – основание дуги позвонка, ТП – тело позвонка, ТЛОЭ - транспедикулярно-ламинарный опорный элемент

Значения напряжений из таблицы 4.8 представлены на рисунке 4.23 графически. Выявлено снижение уровня эквивалентных напряжений в позвонках при установке крючков в дополнение к транспедикулярным винтам диаметром 3.5 мм. Следует отметить, что существенное снижение

напряжений происходит при дистракционной нагрузке, при этом только в дугах позвонков.

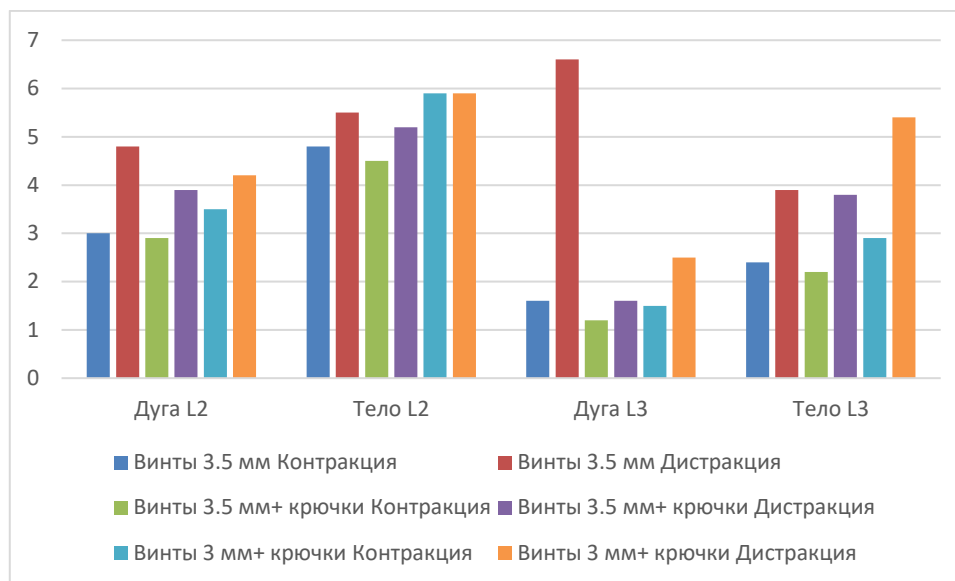


Рис. 4.23. Сравнение эквивалентных напряжений при фиксации только ТВ и ТЛОЭ

Транспедикулярно-ламинарные опорные элементы с диаметром резьбовой части винта 3 мм в сравнении с транспедикулярными опорными элементами с диаметром резьбовой части 3.5 мм увеличивают эквивалентные напряжения и в телах, и в дугах позвонков. Однако, в основании дуги позвонка L4 при ТЛОЭ с диаметром винта 3 мм напряжения оказываются ниже в сравнении с моделью, закрепленной только ТВ 3.5 мм, не возрастая при осуществлении дополнительной нагрузки, возникающей при активном мышечном напряжении и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде, тем самым при данном виде фиксации превышение установленных пределов прочности для оснований дуг позвонков не происходит (рис. 4.24).

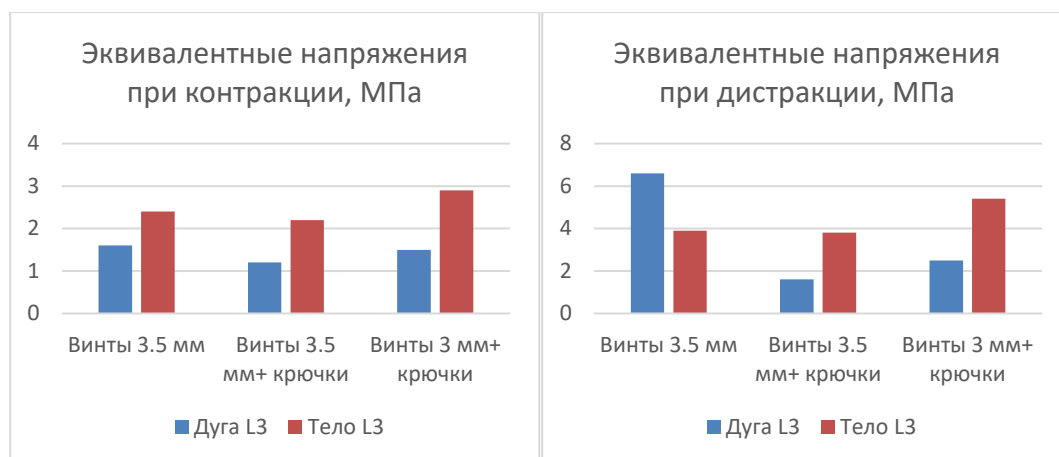


Рисунок 4.24. Эквивалентные напряжения при фиксации ТВ и ТЛОЭ в позвонке L4 при контракции и дистракции

4.1.6. Изолированное моделирование напряжений в костной ткани позвонка ребенка дошкольного возраста в зависимости от положения и диаметра транспедикулярного винта

Исследованы системы «кость-винт» для транспедикулярных винтов диаметрами 3.5 и 4.5 мм. Оценивались характеристики напряженно-деформированного состояния такой системы при различных положениях винтов в кости: менялось расстояние от края кости до винта (табл. 4.9).

Таблица 4.9. Расстояние от края кости до винта, мм

Диаметр резьбовой части ТВ, мм	Расстояние от края кости до винта, мм				
	-	3	2	1	0.5
3.5	-	3	2	1	0.5
4.5	4.5	3	2	1	0.5

Типовая модель системы «кость-винт» представлена на рисунке 4.25.

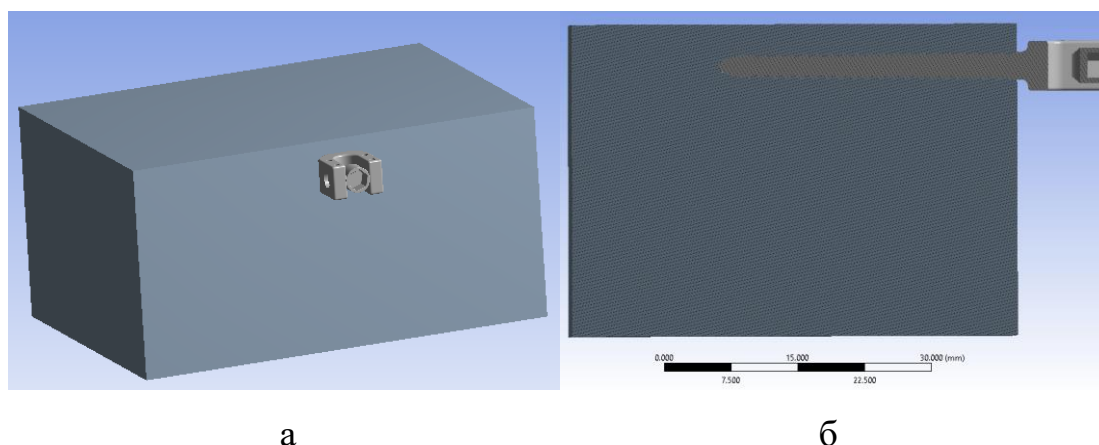


Рис. 4.25. Типовая модель «кость-винт»: винт 3.5 мм, расстояние от края кости до винта 3 мм: а – модель в изометрии, б – модель в разрезе

Выполнено моделирование нагружения системы «кость-винт» силой 124.46 Н, соответствующей 12.7 кг. Сила прикладывалась к головке винта и была направлена перпендикулярно его оси, что показано на рисунке 4.26.

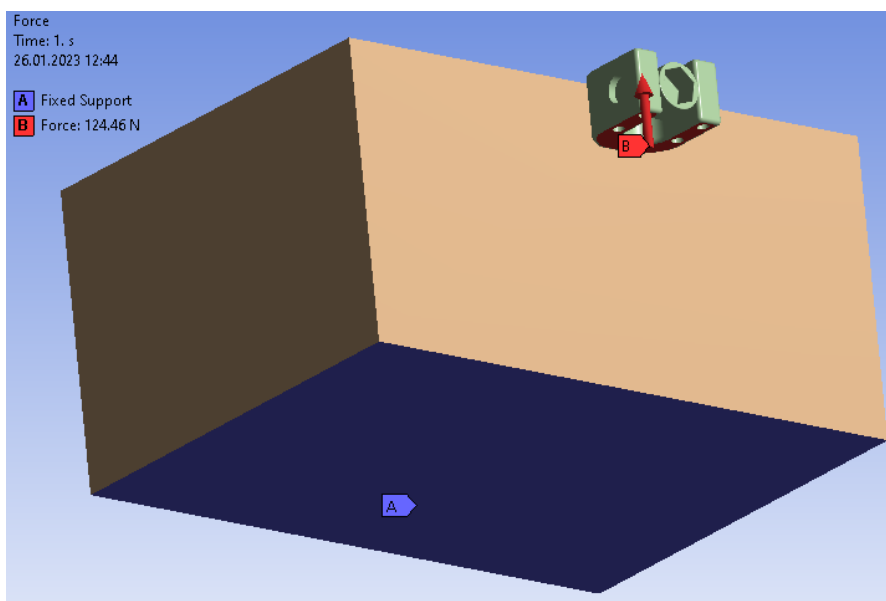
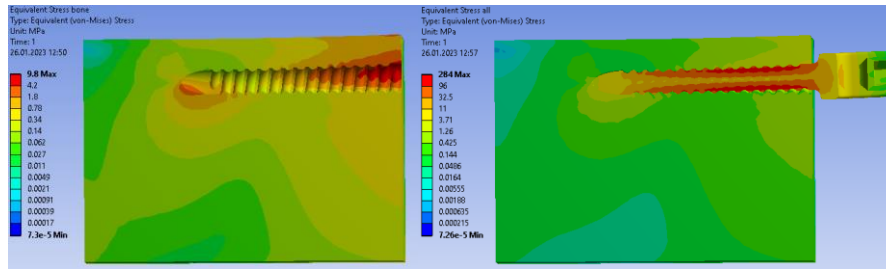


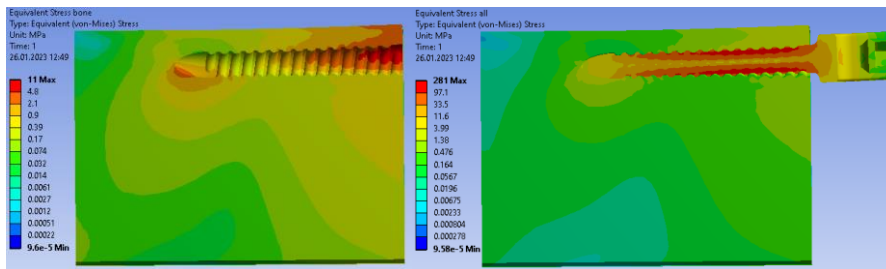
Рис. 4.26 Граничные условия: красной стрелкой и флажком «В» обозначена приложенная сила, синим цветом и флажком «А» обозначена жесткая заделка

Свойства материала кости соответствовали свойствам материала тела позвонка ребенка дошкольного возраста: модуль Юнга 52 МПа, коэффициент Пуассона 0.3. Материал имплантата – титановый медицинский сплав.

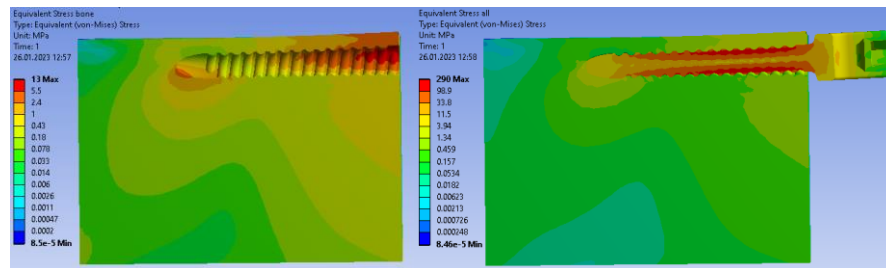
Поля эквивалентных напряжений в разрезе вдоль оси винта представлены на рисунках 4.27 и 4.28.



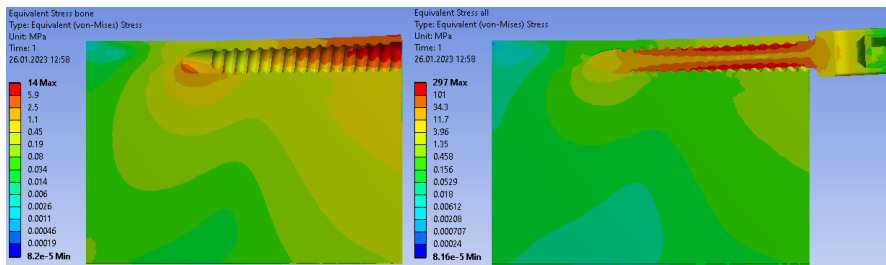
а



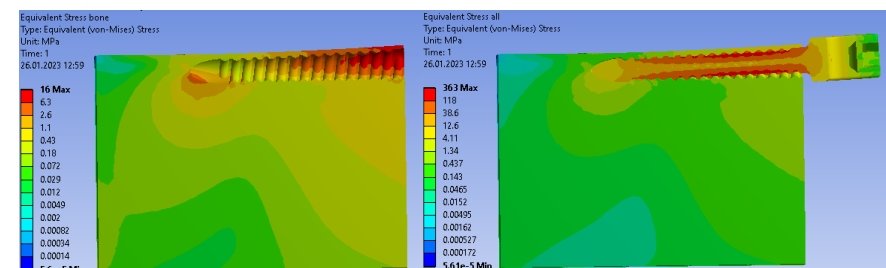
б



в



г



д

Рис. 4.27. Поле эквивалентных напряжений в разрезе вдоль оси винта диаметром 4.5 мм для системы «кость-винт» (слева – только кость, справа – кость и винт), расстояние от края кости до винта: а - 4.5 мм, б - 3 мм, в - 2 мм, г - 1 мм, д - 0.5 мм

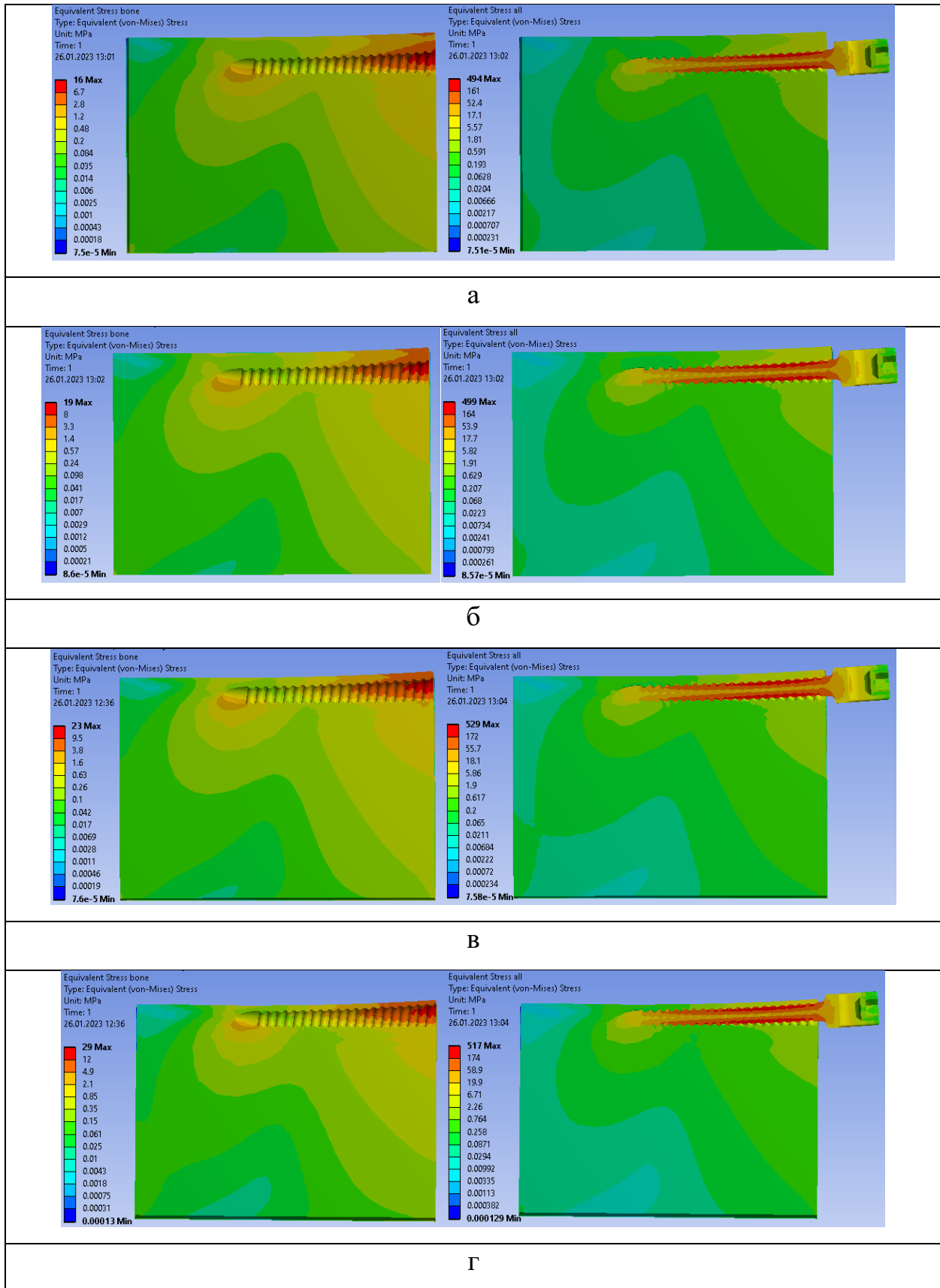


Рис. 4.28. Поле эквивалентных напряжений в разрезе вдоль оси винта диаметром 3.5 мм для системы «кость-винт» (слева – только кость, справа – кость и винт), расстояние от края кости до винта: а - 3 мм, б - 2 мм, в - 1 мм, г - 0.5 мм

В таблицы 4.10 и 4.11 внесены максимальные эквивалентные напряжения (в МПа) в кости и в винте.

Таблица 4.10. Максимальные эквивалентные напряжения в кости, МПа

ТВ	4.5 мм	3 мм	2 мм	1 мм	0.5 мм
Винт 4.5 мм	9.8	11	13	14	16
Винт 3.5 мм	-	16	19	23	29
Разница в %	-	45	46	64	81

Таблица 4.11. Максимальные эквивалентные напряжения в винте, МПа

ТВ	4.5 мм	3 мм	2 мм	1 мм	0.5 мм
Винт 4.5 мм	284	281	290	297	363
Винт 3.5 мм	-	494	499	529	517
Разница в %	-	76	72	78	42

Значения из таблиц 4.10 и 4.11 представлены в виде диаграмм на рисунках 4.29 и 4.30.

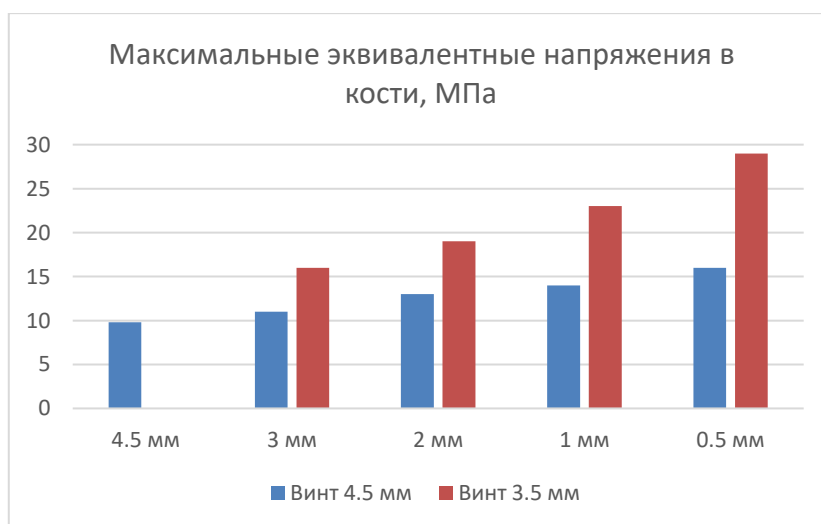


Рис. 4.29. Диаграмма максимальных напряжений (в МПа) в кости

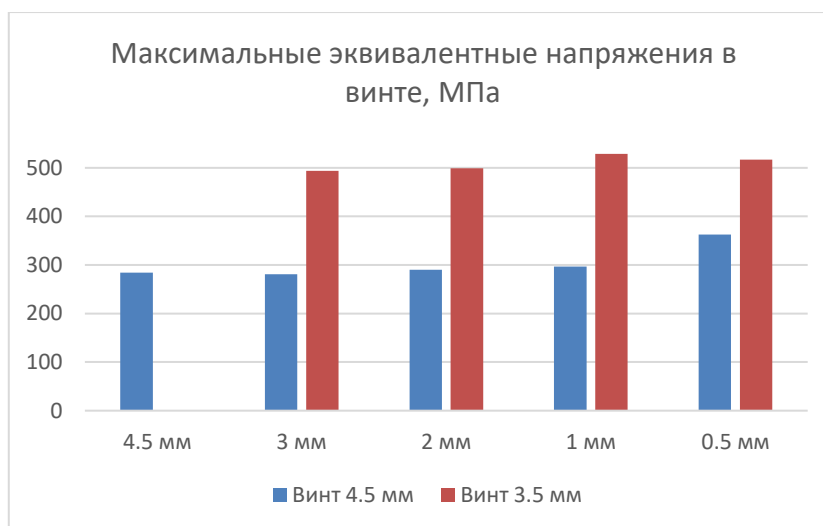


Рис. 4.30. Диаграмма максимальных напряжений (в МПа) в винте

Винт диаметром 3.5 мм показывает всегда более высокие напряжения и в кости и в винте в сравнении с винтом диаметром 4.5 мм. С уменьшением расстояния от винта до края кости напряжения в кости всегда растут. Причем, они растут быстрее при установке винта диаметром 3.5 мм.

Напряжения в кости в случае установки винта диаметром 4.5 мм (для всех исследованных расстояний от края кости до винта) всегда ниже напряжений в кости при установке винта диаметром 3.5 мм при расстоянии от кости до винта 3 мм. Другими словами, как бы близко к краю кости не стоял винт диаметром 4.5 мм, с позиций биомеханики он всегда будет лучше, чем винт диаметром 3.5 мм.

Наибольший рост напряжений в винте (в зависимости от изменения расстояния от края кости до винта) отмечен для винта 3.5 мм: для расстояний 1 мм и 0.5 мм разница в напряжениях в винте составила 22%. Во всех остальных случаях рост не превышал 6%.

Наибольший рост напряжений в кости (в зависимости от изменения расстояния от края кости до винта) отмечен для винта 3.5 мм: для расстояний 1 мм и 0.5 мм разница в напряжениях в винте составила 26%.

4.1.7. Моделирование трещиностойчивости позвонка у детей младшего дошкольного возраста в зависимости от диаметра транспедикулярного винта (исследование роста трещины)

При исследовании роста трещин в костной ткани используется такой параметр, как трещиностойкость (K_c), являющийся критическим коэффициентом интенсивности напряжений, при превышении которого распространение трещины становится неограниченным. По сути – это критерий, показывающий, будет ли распространяться трещина или нет.

На рисунке 4.31 графически изображена зависимость между пределом текучести и трещиностойкостью различных материалов. Предел текучести — напряжение, при котором пластические деформации продолжают увеличиваться без роста нагрузки. Этот механический параметр используется для расчета допустимых напряжения пластичных материалов (Ansys. Chart: Fracture Toughness vs. Yield Strength, 2021).

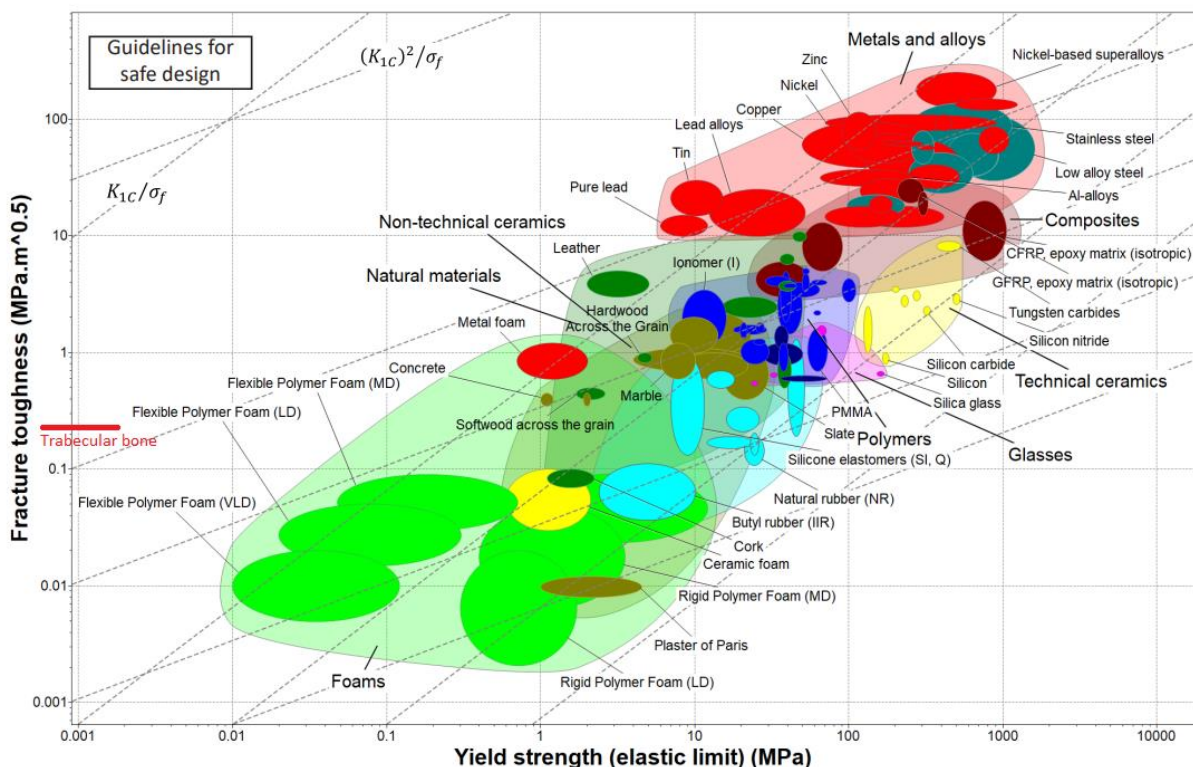


Рис. 4.31. – Зависимость между пределом текучести и трещиностойкостью различных материалов: красной чертой обозначен уровень трещиностойкости кости

Механические параметры, такие как прочность, жесткость кости, ее модуль Юнга и трещиностойкость, очевидно зависят от ее качества и плотности, которые, в свою очередь, можно оценить с помощью компьютерной томографии. Для расчета трещиностойкости кости конкретного пациента применяют регрессионные зависимости (Cook R.B. et al., 2009; Yan L. et al., 2020), связывающие ее с объемной плотностью кости. Объемная плотность (apparent density), в свою очередь, может быть рассчитана через рентгеновскую плотность кости, то есть через единицы Хаунсфилда (Rho J.Y. et al., 1995) (шкала Хаунсфилда – шкала линейного ослабления рентгеновского излучения по отношению к дистиллированной воде).

В этой связи для расчета трещиностойкости кости основания дуги детского позвонка применена зависимость (Cook R.B. et al., 2009):

$$\log K_c = -0.21 + 1.53 \log \rho_{app},$$

где K_c (МПа · м^{0.5}) – трещиностойкость, а ρ_{app} (г/см³) – объемная плотность кости.

Объемную плотность кости рассчитывали по следующей формуле (Rho J.Y. et al., 1995):

$$\rho_{app} = 47 + 1.122 \cdot Nu,$$

где Nu – единицы Хаунсфилда кости позвонка.

Средние единицы Хаунсфилда основания дуги позвонка были взяты из компьютерной томограммы пациента.

Таким образом, было получено значение трещиностойкости кости основания дуги позвонка конкретного пациента $K_c = 0.346$ (МПа · м^{0.5}) = 10.9 (МПа · мм^{0.5}), использованное далее в расчетах. Данное значение хорошо коррелирует со значениями, полученными в статье Cook R.B. et al. (2009), оно отмечено красной линией на рисунке 4.31.

При численном биомеханическом моделировании использовалась исследованная ранее модель позвоночно-двигательного сегмента,

зафиксированная четырьмя транспедикулярными винтами. Рост трещины анализировался в месте вхождения левого нижнего винта в нижний позвонок. Моделирование осуществлялось в два шага. На первом шаге моделировалась контракция на левых транспедикулярных винтах, на втором шаге – дистракция на правых транспедикулярных винтах. Контракция и дистракция осуществлялась при помощи приложения силы величиной 124.46 Н к головкам винтов, как показано красными стрелками на рисунке 4.32.

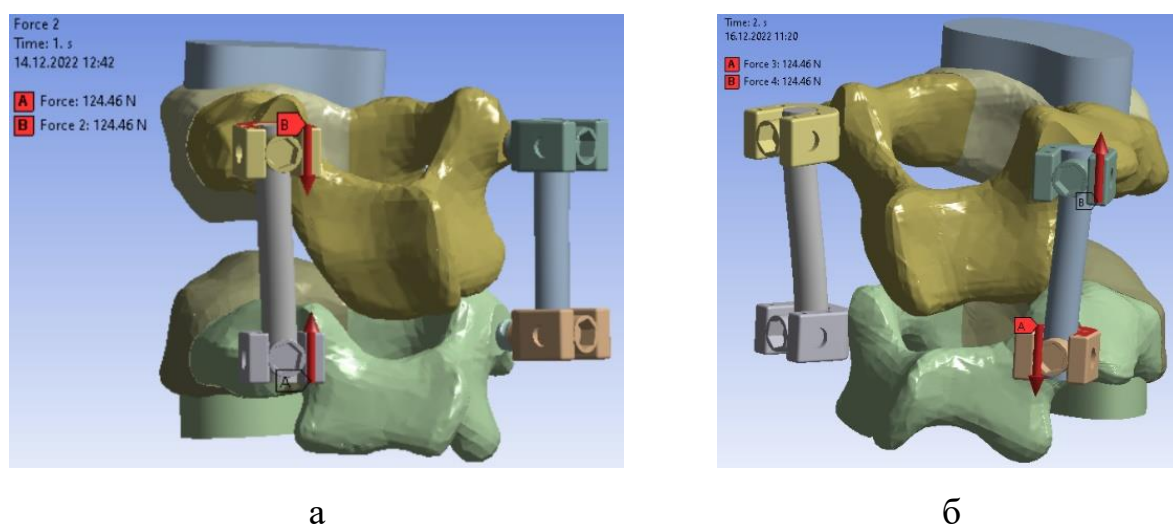


Рис. 4.32. Приложенные к модели силы и жесткая заделка: а – контракция, б – дистракция

При моделировании трещин в программе Ansys часто используют технологию SMART (технология разделения, изменения и адаптивного перестроения сетки) (Назарова Д.С. с соавт., 2020), которая имеет ряд преимуществ, заключающихся в простоте постановки задачи и получении точных результатов. Однако данная технология не позволяет учитывать контактное взаимодействие с трением, что является принципиальным в рассматриваемой задаче. Поэтому в данном исследовании от SMART пришлось отказаться и использовать метод Arbitrary Crack, который также позволяет моделировать трещины. С использованием этого метода на первом этапе необходимо создать геометрию трещины, то есть указать ее начальное положение. Далее рассчитывается задача биомеханики, предполагающая

нагружение модели исследуемыми нагрузками, и оценивается интенсивность напряжений в трещине, которая сравнивается с критическим значением K_C , рассчитанным для материала позвонка. Если при заданной нагрузке интенсивность напряжений оказывается выше K_C , то трещина будет расти.

Было рассмотрено два положения трещины: над винтом и под винтом. Ранее было показано, что в этих областях образуются наибольшие напряжения в ножке позвонка (рис. 4.33).

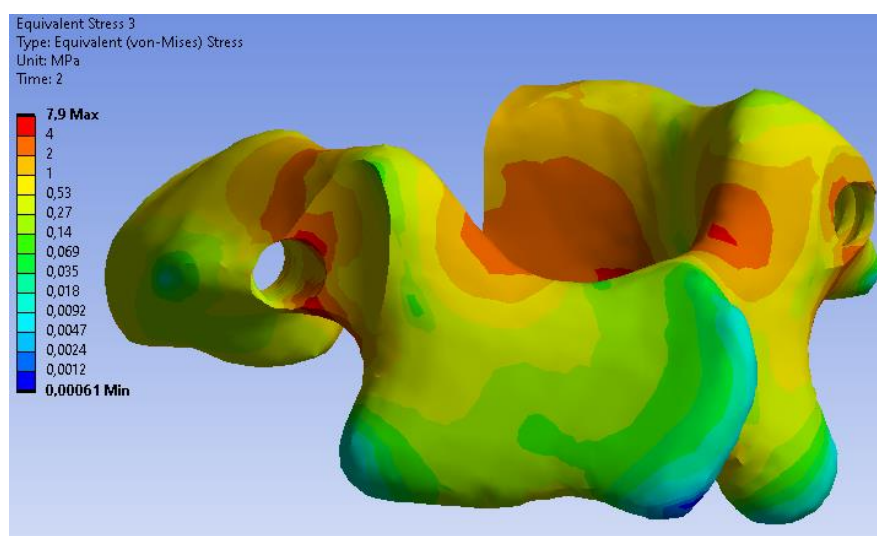


Рис. 4.33. Поле напряжений в ножке позвонка в области вхождения винта

На рисунке 4.34 показаны смоделированные трещины, а на рисунке 4.35 показаны сгущения вычислительной сетки в области трещин.

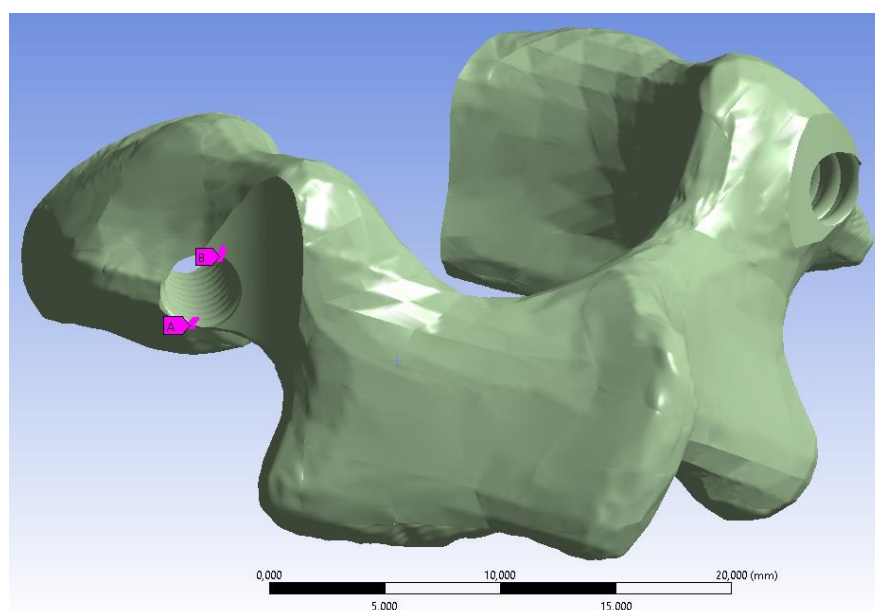


Рис. 4.34 Трещины над и под винтом показаны розовым цветом

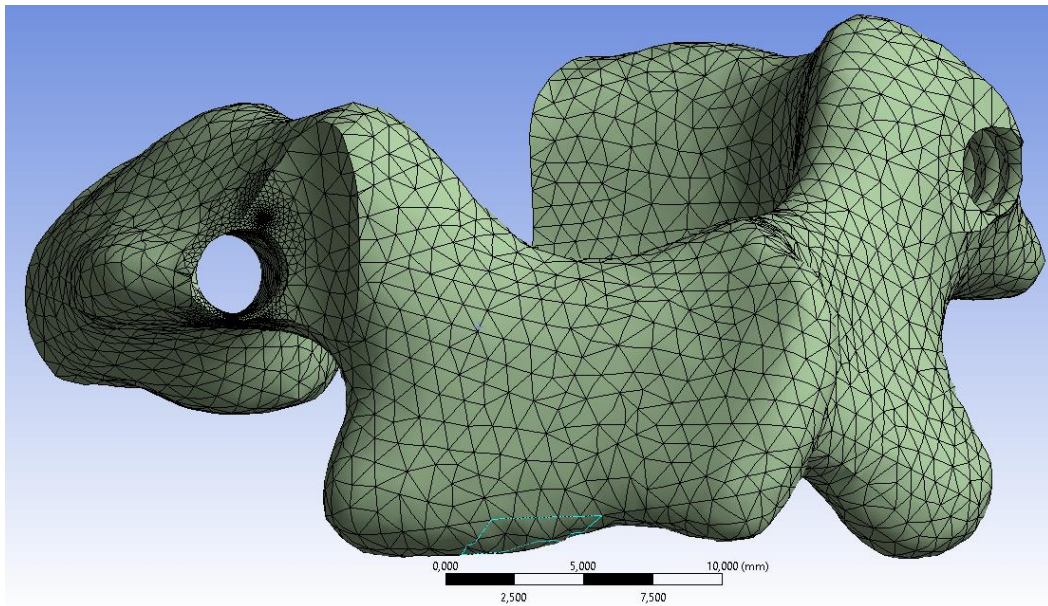


Рис. 4.35. Сгущения вычислительной сетки в области трещин

Результаты расчета трещин для модели с винтами диаметром 3.5 мм

На рисунке 4.36 показаны результаты расчетов интенсивности напряжений при стандартной нагрузке (124.46 Н), удвоенной (250 Н) и повышенной (290 Н).

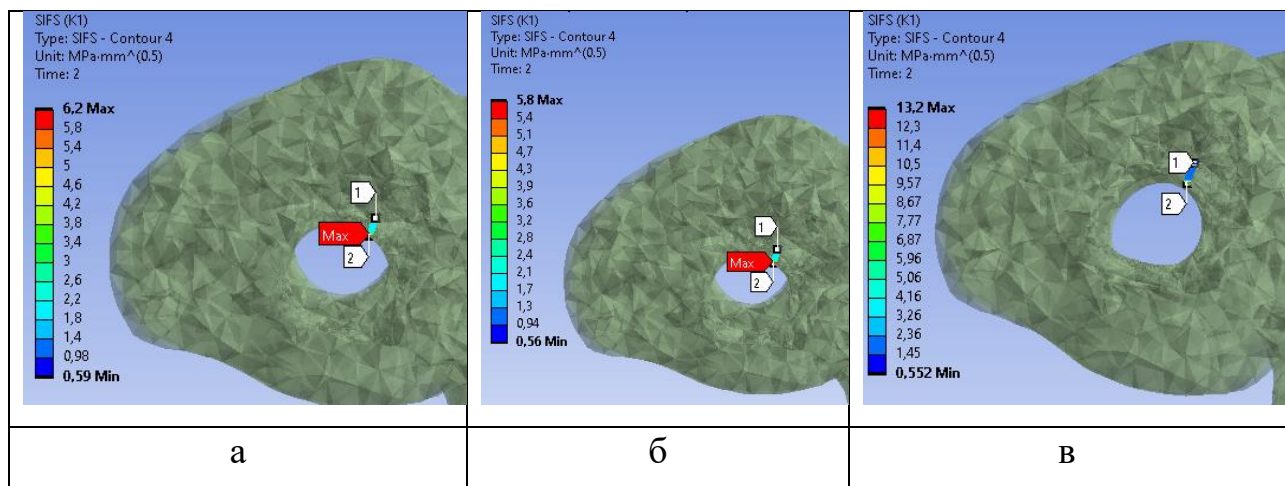


Рис. 4.36. Интенсивность напряжений на верхней трещине для ТВ диаметром 3.5 мм: а - при стандартной нагрузке, б - при удвоенной нагрузке, в - при повышенной нагрузке

На рисунке 4.37 приведено поле напряжений в ножке позвонка при повышенной (290 Н) нагрузке. Рисунок демонстрирует раскрытие верхней трещины.

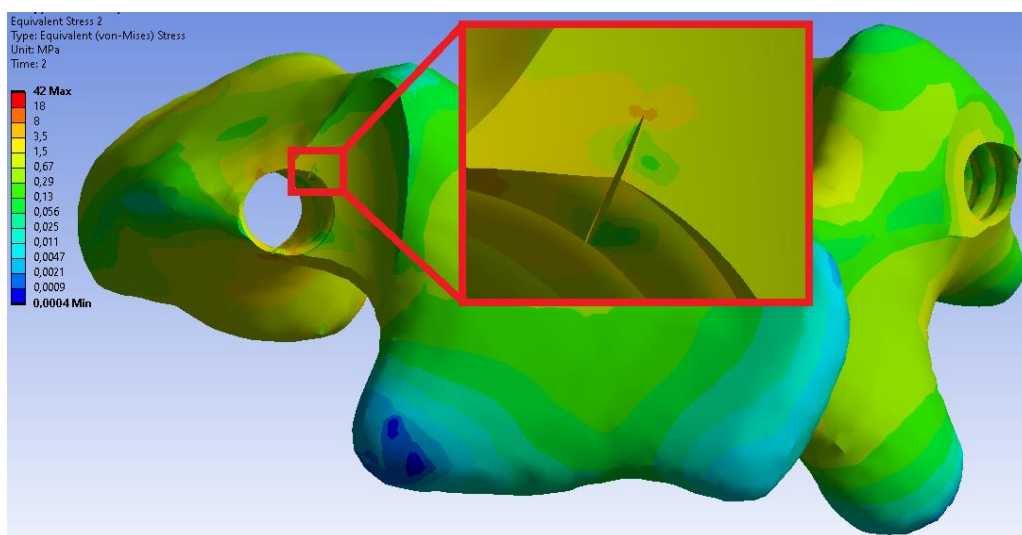


Рис. 4.37. Раскрытие верхней трещины при повышенной нагрузке

Наибольшие интенсивности напряжений на трещинах при стандартной, удвоенной и повышенной нагрузках на ТВ диаметром 3.5 мм представлены в таблице 4.12.

Таблица 4.12. Интенсивности напряжений в трещинах для ТВ 3.5мм,
МПа · мм^{0.5}

Величина нагрузки на ТВ	Верхняя трещина	Нижняя трещина
Стандартная нагрузка (124.46 Н)	6.2	9.9
Удвоенная нагрузка (250 Н)	5.8	10.9
Повышенная нагрузка (290 Н)	13.2	9.1

При стандартной нагрузке обе трещины находятся вне зоны риска, так как интенсивность напряжений на ее кромке не превышает критическое значение. При двойной нагрузке на нижней трещине интенсивность равна критическому значению, а на верхней трещине также оказывается ниже. При дальнейшем увеличении нагрузки (до повышенной 290 Н) рост интенсивности наблюдается на верхней трещине, при этом на нижней трещине интенсивность снижается, выводя ее в безопасную зону. Верхняя же трещина оказывается в опасной зоне, так как обнаруживается существенное превышение критической интенсивности напряжений (до 13.2 МПа · мм^{0.5}).

При этом наблюдается «прорезывание» кости винтом и раскрытие трещины, ведущее к ее росту, что продемонстрировано на рисунке 4.37.

Результаты расчета трещин для модели с винтами диаметром 4.5 мм

Были проведены аналогичные расчеты трещиностойкости для модели транспедикулярных винтов диаметром 4.5 мм. Трещины моделировались в тех же областях, что и трещины в моделях с винтами диаметром 3.5 мм.

На рисунке 4.38 показаны интенсивности напряжений в трещинах при различных нагрузках (стандартная, удвоенная и повышенная).

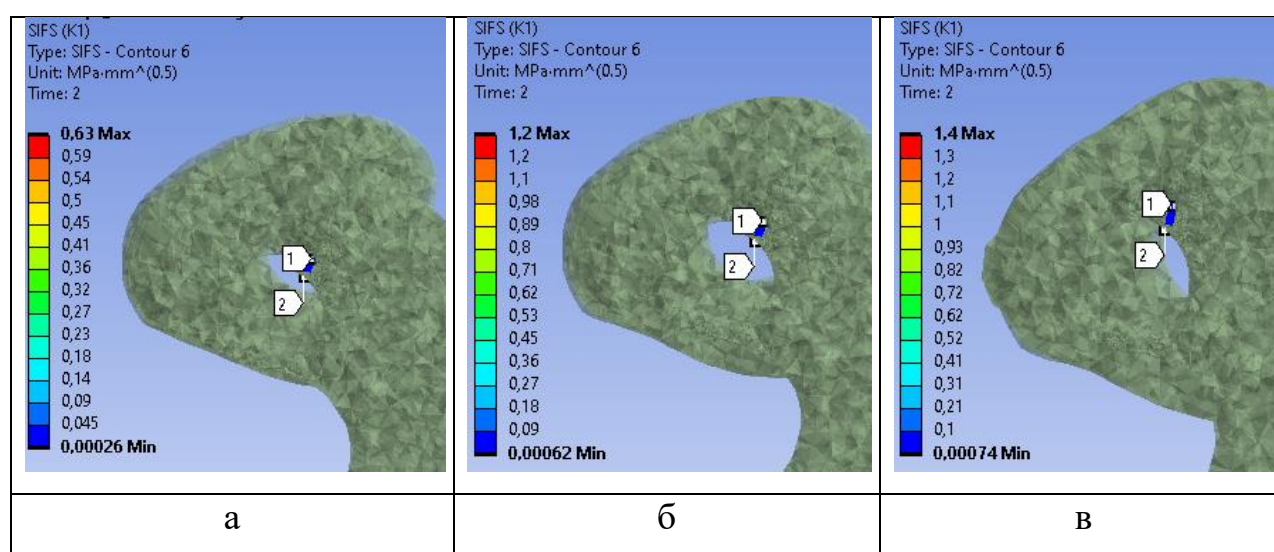


Рис. 4.38. Интенсивность напряжений на верхней трещине для ТВ диаметром 4.5 мм: а - при стандартной нагрузке, б - при удвоенной нагрузке, в - при повышенной нагрузке

Наибольшие значения интенсивности напряжений для обеих трещин и трех исследованных нагрузок для модели с винтами диаметром 4.5 мм сведены в таблице 4.13.

Таблица 4.13. Интенсивности напряжений в трещинах для модели винтов диаметром 4.5 мм (в МПа · мм^{0.5})

Величина нагрузки на ТВ	Верхняя трещина	Нижняя трещина
Стандартная нагрузка (124.46 Н)	0.6	0.0
Удвоенная нагрузка (250 Н)	1.2	0.0
Повышенная нагрузка (290 Н)	1.4	0.0

Из таблицы 4.13 видно, что интенсивности напряжений на трещинах для всех исследованных нагрузок не превышают критическое значение, следовательно, трещины расти не будут. Отметим лишь, что значения интенсивности с ростом нагрузки увеличиваются только для верхней трещины, которая при установке винтов диаметром 4.5 мм оказывается склонной к росту в отличие от нижней трещины.

Резюме

Таким образом, проведенное исследование позволило сделать следующие выводы:

1. Основание дуги и тело позвонка у детей до 3-х лет имеют меньший предел прочности $\sigma_{и}$ по сравнению с детьми школьного возраста: тело позвонка 3.1 МПа против 4.6 МПа, основание дуги 6.8 МПа против 17 МПа, соответственно. Для достижения предела прочности в основаниях дуг позвонков у ребенка в возрасте до 3-х лет достаточно нагрузки величиной 13.3 кг (130 Н), в младшем школьном возрасте - предел прочности в основании дуги позвонков достигался при нагрузке порядка 20.4 кг (200 Н) при использовании транспедикулярного опорного элемента с диаметром резьбовой части 3.5 мм. Данные результаты согласуются с клиническими данными, так как дестабилизация в виде проминания костной ткани позвонка транспедикулярным винтом при моносегментарной ТПФ и радикально выполненной коррекции врожденной деформации позвоночника на фоне изолированного порока развития встречается значительно чаще у детей дошкольного возраста.

2. При «свободном» ходе ТВ не выявлено взаимосвязи между увеличением диаметра резьбовой части ТВ и снижением напряжений в костной ткани позвонка. Выявлен эффект повышения напряжений при использовании винта диаметром 4,5 мм по сравнению с винтом 3,5 мм в зоне вхождения ТВ в костную ткань позвонка. При ходе винта по штанге перераспределение напряжений меняется и обретает линейную зависимость –

чем больше диаметр винта, тем меньше напряжение в костной ткани позвонка.

Причем, наибольшую нагрузку как при «свободном» ходе ТВ, так и по штанге оказывают транспедикулярные опорные элементы с диаметром резьбовой части 3.0 мм.

3. При контракции по выпуклой стороне, моделирующей окончательный этап коррекции деформации позвоночника, при всех четырех вариантах типоразмеров винтов (3.0 мм, 3.5 мм, 4.0 мм, 4.5 мм) практически не происходит превышения предела прочности костной ткани позвонков. Однако, при повышенной нагрузке (имитация активного мышечного напряжения и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде) отмечается превышение установленных пределов прочности для тел и оснований дуг позвонков.

4. Использование транспедикулярно-ламинарного опорного элемента в модели моносегментарной фиксации после экстрипации полупозвонка у детей дошкольного возраста при диаметрах резьбовой части ТВ 3,5 мм и 3,0 мм позволяет вывести значения нагрузок из критической зоны напряжений в костной ткани позвонка.

5. При моделировании изолированного напряжения в костной ткани позвонка ребенка дошкольного возраста установлено, что ТВ с диаметром резьбовой части 4.5 мм положительно влияет на минимально допустимую величину костной массы, находящейся между давящей поверхностью резьбовой части ТВ и кортикальным слоем позвонка (замыкательная пластинка тела позвонка и кортикал основания дуги) по сравнению с ТВ 3.5 мм.

6. Углубленное исследование на трещиностойчивость показало значительное преимущество в снижении нагрузки на костную ткань позвонка ребенка дошкольного возраста при использовании ТВ диаметром 4,5 мм по сравнению с ТВ диаметром 3,5 мм. При повышенной нагрузке в 290 Н (имитация активного мышечного напряжения и вертикализации ребенка в

послеоперационном периоде) роста трещины не происходит, что свидетельствует о повышении надежности фиксации и уменьшения разрушающего эффекта резбовой части ТВ диаметром 4.5мм на фиксируемый позвонок.

Таким образом, данные твердотельного моделирования напряжений в позвонках у детей с врожденными деформациями при транспедикулярной фиксации, основанные на показателях усилий, прилагаемых к ТВ в ходе коррекции деформации, полученных при стендовых испытаниях (первая ступень) явились предпосылкой (второй ступенью) для создания алгоритма хирургического лечения детей дошкольного возраста с врожденными деформациями на фоне изолированных пороков развития позвоночника, а также послужили основой для реализации третьей ступени, а именно, определению особенностей предоперационного планирования в программно-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» и совершенствованию спинальных систем.

4.2. Исследование прочностных характеристик низкопрофильных реберно-позвоночных систем методом конечных элементов

Необходимо отметить, что известные аналоги внепозвоночных систем, такие как, VERTR (США, Synthes) имеют достаточно высокий «профиль» самой имплантируемой металлоконструкции для предотвращения «усталостных» переломов, но с другой стороны, такой идеологический подход к вектору конструктивных особенностей данной системы связан с большим количеством осложнений в виде постепенного разрушения и переломов ребер, позвонков крючковыми опорными элементами, развития трофических нарушений, пролежней в области расположения металлоконструкции, составляющих от 21,7 до 50% (Waldhausen J.H. et al., 2016). Нивелирование данных осложнений диктует необходимость уменьшения профиля металлоконструкции, что в свою очередь приводит к увеличению количества «усталостных» переломов. Достижение оптимального баланса между размерами реберно-позвоночной системой и осевыми нагрузками, которым данная металлоконструкция подвергается в ходе коррекции и стабилизации деформации позвоночника и ребер является залогом успешного хирургического лечения детей этой категории.

Данные исследования проведены совместно с НП ООО «МЕДБИОТЕХ» (ведущий инженер-конструктор Янушкевич В.Н., главный инженер Амельченя П.А.).

Проведение моделирования статических осевых нагрузок для определения критических нагрузок, при которых происходит разрушение твердотельной модели низкопрофильной реберно-позвоночной системы и сопоставление этих данных с данными, полученными при стендовых испытаниях, дает понимание для осуществления правильного подбора оптимальной компоновки металлоконструкции в сочетании с прилагаемыми усилиями в ходе коррекции врожденной деформации позвоночника и грудной клетки.

4.2.1. Моделирование статических осевых нагрузок на низкопрофильную реберно-позвоночную металлоконструкцию (масштабное исследование)

Проведено масштабное исследование низкопрофильных реберно-позвоночных конструкций нового образца, состоящих из одной штанги (стержня), регулируемого по длине узла «основание – пластина», реберного компонента, образованного крюками, и моно- или полиаксиальными винтами для фиксации к позвонкам.

Установлены следующие критические места напряжений в реберно-позвоночной конструкции, возникающих под действием осевой нагрузки, : 1 – «ушки» верхнего винта, возможно либо обламывание «ушек» верхнего винта, либо их расхождение, приводящее к выскакиванию зажимной гайки и расфиксированию штанги; 2 – шейка верхнего винта, возможно обламывание верхнего винта на границе резьбы; 3 – штанга на границе контакта с верхним винтом, возможно обламывание штанги в этом месте; 4 - штанга на границе контакта с адаптором, возможно обламывание штанги в этом месте; 5 – край отверстия адаптора со стороны штанги, возможно скалывание краев отверстия под штангу, или продольное разрушение по отверстию адаптера; 6 – край адаптора со стороны крюков, возможно скалывание внешнего верхнего угла адаптора; 7 – пластина в основании со стороны крюков, возможно смятие краев пластины и деформация пазов в основании; 8 – адаптор между штангой и пластиной, возможно разрушение адаптора; 9 – нижний угол основания, возможно разрушение края направляющего паза основания. Перечисленные ситуации критических мест напряжений в реберно-позвоночной конструкции представлены на рис. 4.39.

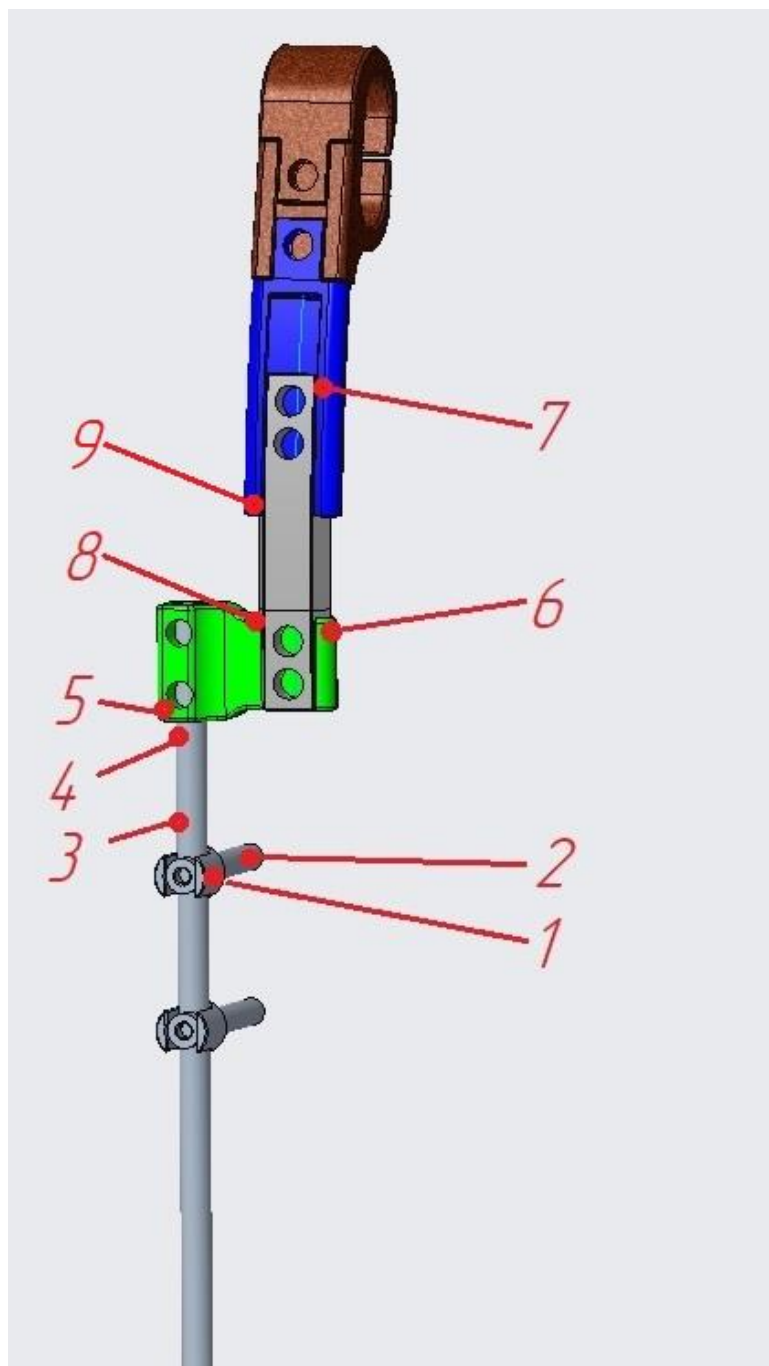


Рис. 4.39. Критические места напряжений в реберно-позвоночной конструкции, возникающие под действием осевой нагрузки: 1 – «ушки» верхнего винта, 2 – шейка верхнего винта, 3 – штанга на границе контакта с верхним винтом, 4 - штанга на границе контакта с адаптором, 5 – край отверстия адаптора со стороны штанги, 6 – край адаптора со стороны крюков, 7 – пластина в основании со стороны крюков, 8 – адаптор между штангой и пластиной, 9 – нижний угол основания

Результаты испытаний сведены в таблицы 4.14, 4.15, 4.16 и 4.17.

Критические места напряжений в реберно-позвоночной конструкции в таблицах отмечены номерами позиций.

Таблица 4.14. Тестовые образцы со штангой диаметром 3.5мм,
критическая осевая нагрузка, Н

№ образца	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
1	100	1/3L	30	сдвинута	160	134,4	4
2	100	1/3L	30+10	выдвинута	100	84	1, 3
3	100	2/3L	30	сдвинута	130	109,2	3
4	100	2/3L	30+10	выдвинута	120	100,8	1
5	250	1/3L	30	сдвинута	177	148,68	2, 3, 4
6	250	1/3L	30+10	выдвинута	140	117,6	1, 3
7	250	2/3L	30	сдвинута	117	98,28	3
8	250	2/3L	30+10	выдвинута	52	43,68	1
9	400	1/3L	30	сдвинута	109	91,56	3
10	400	1/3L	30+10	выдвинута	97	81,48	1
11	400	2/3L	30	сдвинута	112	94,08	2, 3
12	400	2/3L	30+10	выдвинута	77	64,68	1
13	100	1/3L	80	сдвинута	153	128,52	3
14	100	1/3L	80+50	выдвинута	112	94,08	1, 3
15	100	2/3L	80	сдвинута	200	168	3, 4
16	100	2/3L	80+50	выдвинута	63	52,92	3
17	250	1/3L	80	сдвинута	92	77,28	3
18	250	1/3L	80+50	выдвинута	50	42	3
19	250	2/3L	80	сдвинута	89	74,76	3
20	250	2/3L	80+50	выдвинута	31	26,04	3
21	400	1/3L	80	сдвинута	88	73,92	1
22	400	1/3L	80+50	выдвинута	40	33,6	3
23	400	2/3L	80	сдвинута	44	36,96	3
24	400	2/3L	80+50	выдвинута	20	16,8	3
25	100	1/3L	140	сдвинута	131	110,04	3
26	100	1/3L	140+110	выдвинута	29	24,36	3
27	100	2/3L	140	сдвинута	137	115,08	3
28	100	2/3L	140+110	выдвинута	21	17,64	3
29	250	1/3L	140	сдвинута	117	98,28	3
30	250	1/3L	140+110	выдвинута	13	10,92	3
31	250	2/3L	140	сдвинута	46	38,64	3
32	250	2/3L	140+110	выдвинута	13	10,92	3
33	400	1/3L	140	сдвинута	56	47,04	3
34	400	1/3L	140+110	выдвинута	16	13,44	3
35	400	2/3L	140	сдвинута	33	27,72	3
36	400	2/3L	140+110	выдвинута	8	6,72	3

Таблица 4.15. Тестовые образцы со штангой диаметром 4.0мм,
критическая осевая нагрузка, Н

№ образца	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
1	100	1/3L	30	сдвинута	202	169,68	3, 4, 6, 7
2	100	1/3L	30+10	выдвинута	223	187,32	3, 4
3	100	2/3L	30	сдвинута	227	190,68	3, 4
4	100	2/3L	30+10	выдвинута	209	175,56	3, 4, 7
5	250	1/3L	30	сдвинута	178	149,52	3
6	250	1/3L	30+10	выдвинута	196	164,64	3
7	250	2/3L	30	сдвинута	173	145,32	3
8	250	2/3L	30+10	выдвинута	119	99,96	3
9	400	1/3L	30	сдвинута	187	157,08	3, 4, 5
10	400	1/3L	30+10	выдвинута	142	119,28	3
11	400	2/3L	30	сдвинута	139	116,76	3
12	400	2/3L	30+10	выдвинута	100	84	3
13	100	1/3L	80	сдвинута	187	157,08	3, 4, 6
14	100	1/3L	80+50	выдвинута	163	136,92	3, 4
15	100	2/3L	80	сдвинута	233	195,72	3, 4, 6
16	100	2/3L	80+50	выдвинута	73	61,32	3
17	250	1/3L	80	сдвинута	163	136,92	3
18	250	1/3L	80+50	выдвинута	61	51,24	3
19	250	2/3L	80	сдвинута	81	68,04	3
20	250	2/3L	80+50	выдвинута	44	36,96	3
21	400	1/3L	80	сдвинута	124	104,16	1, 3
22	400	1/3L	80+50	выдвинута	39	32,76	3
23	400	2/3L	80	сдвинута	62	52,08	3
24	400	2/3L	80+50	выдвинута	23	19,32	3
25	100	1/3L	140	сдвинута	170	142,8	3
26	100	1/3L	140+110	выдвинута	29	24,36	3
27	100	2/3L	140	сдвинута	194	162,96	3
28	100	2/3L	140+110	выдвинута	30	25,2	3
29	250	1/3L	140	сдвинута	120	100,8	3
30	250	1/3L	140+110	выдвинута	23	19,32	3
31	250	2/3L	140	сдвинута	53	44,52	3
32	250	2/3L	140+110	выдвинута	18	15,12	3
33	400	1/3L	140	сдвинута	72	60,48	3
34	400	1/3L	140+110	выдвинута	18	15,12	3
35	400	2/3L	140	сдвинута	46	38,64	3
36	400	2/3L	140+110	выдвинута	12	10,08	3

Таблица 4.16. Тестовые образцы со штангой диаметром 4.5мм,
критическая осевая нагрузка, Н

№ образца	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
1	100	1/3L	30	сдвинута	210	176,4	3, 5, 6, 7
2	100	1/3L	30+10	выдвинута	230	193,2	3, 5, 7
3	100	2/3L	30	сдвинута	224	188,16	3, 5, 6, 7
4	100	2/3L	30+10	выдвинута	227	190,68	3
5	250	1/3L	30	сдвинута	249	209,16	4, 5
6	250	1/3L	30+10	выдвинута	239	200,76	3
7	250	2/3L	30	сдвинута	205	172,2	3
8	250	2/3L	30+10	выдвинута	171	143,64	3
9	400	1/3L	30	сдвинута	309	259,56	3, 4, 6
10	400	1/3L	30+10	выдвинута	214	179,76	3
11	400	2/3L	30	сдвинута	132	110,88	3
12	400	2/3L	30+10	выдвинута	152	127,68	3
13	100	1/3L	80	сдвинута	250	210	7, 8
14	100	1/3L	80+50	выдвинута	141	118,44	3, 4
15	100	2/3L	80	сдвинута	196	164,64	7, 8
16	100	2/3L	80+50	выдвинута	118	99,12	3
17	250	1/3L	80	сдвинута	292	245,28	3, 4
18	250	1/3L	80+50	выдвинута	80	67,2	3
19	250	2/3L	80	сдвинута	133	111,72	3
20	250	2/3L	80+50	выдвинута	57	47,88	3
21	400	1/3L	80	сдвинута	175	147	1, 3
22	400	1/3L	80+50	выдвинута	86	72,24	3
23	400	2/3L	80	сдвинута	91	76,44	3
24	400	2/3L	80+50	выдвинута	27	22,68	3
25	100	1/3L	140	сдвинута	223	187,32	3
26	100	1/3L	140+110	выдвинута	43	36,12	3, 8
27	100	2/3L	140	сдвинута	180	151,2	3
28	100	2/3L	140+110	выдвинута	34	28,56	3, 8
29	250	1/3L	140	сдвинута	123	103,32	3
30	250	1/3L	140+110	выдвинута	40	33,6	3
31	250	2/3L	140	сдвинута	72	60,48	3
32	250	2/3L	140+110	выдвинута	26	21,84	3
33	400	1/3L	140	сдвинута	90	75,6	3
34	400	1/3L	140+110	выдвинута	20	16,8	3
35	400	2/3L	140	сдвинута	59	49,56	3
36	400	2/3L	140+110	выдвинута	18	15,12	3

Таблица 4.17. Тестовые образцы со штангой диаметром 5.0мм,
критическая осевая нагрузка, Н

№ образца	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
1	100	1/3L	30	сдвинута	245	205,8	7, 8
2	100	1/3L	30+10	выдвинута	319	267,96	6, 7
3	100	2/3L	30	сдвинута	284	238,56	7, 8
4	100	2/3L	30+10	выдвинута	345	289,8	3, 7
5	250	1/3L	30	сдвинута	197	165,48	3, 4, 6
6	250	1/3L	30+10	выдвинута	370	310,8	3, 4, 6, 7
7	250	2/3L	30	сдвинута	389	326,76	3, 6, 9
8	250	2/3L	30+10	выдвинута	218	183,12	3
9	400	1/3L	30	сдвинута	191	160,44	4, 6
10	400	1/3L	30+10	выдвинута	361	303,24	3, 4, 9
11	400	2/3L	30	сдвинута	194	162,96	3
12	400	2/3L	30+10	выдвинута	169	141,96	3
13	100	1/3L	80	сдвинута	276	231,84	7, 8
14	100	1/3L	80+50	выдвинута	160	134,4	3, 4
15	100	2/3L	80	сдвинута	171	143,64	7, 8
16	100	2/3L	80+50	выдвинута	151	126,84	3
17	250	1/3L	80	сдвинута	284	238,56	3, 4
18	250	1/3L	80+50	выдвинута	100	84	3
19	250	2/3L	80	сдвинута	232	194,88	3
20	250	2/3L	80+50	выдвинута	29	24,36	3
21	400	1/3L	80	сдвинута	144	120,96	1, 3
22	400	1/3L	80+50	выдвинута	89	74,76	3
23	400	2/3L	80	сдвинута	100	84	3
24	400	2/3L	80+50	выдвинута	47	39,48	3
25	100	1/3L	140	сдвинута	231	194,04	3
26	100	1/3L	140+110	выдвинута	56	47,04	3, 8
27	100	2/3L	140	сдвинута	193	162,12	3
28	100	2/3L	140+110	выдвинута	39	32,76	3, 8
29	250	1/3L	140	сдвинута	219	183,96	3
30	250	1/3L	140+110	выдвинута	45	37,8	3
31	250	2/3L	140	сдвинута	80	67,2	3
32	250	2/3L	140+110	выдвинута	26	21,84	3
33	400	1/3L	140	сдвинута	187	157,08	3
34	400	1/3L	140+110	выдвинута	32	26,88	3
35	400	2/3L	140	сдвинута	43	36,12	3
36	400	2/3L	140+110	выдвинута	22	18,48	3

На основании проведенного моделирования прочностного анализа тестовых образцов низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции со

штангами 3.5, 4.0, 4.5 и 5.0 миллиметров и анализа данных, представленных в таблицы 4.14, 4.15, 4.16 и 4.17, получены следующие результаты.

Штанги диаметрами 4, 4.5 и 5мм любой длины и в любой комбинации с основаниями от минимальной длины $S=30\text{мм}$ до максимальной $S=140\text{мм}$, даже с максимально выдвинутыми на величину X от 10 до 110мм, могут неограниченно применяться и их поведение под действием осевой нагрузки прогнозируемо. Штанги диаметром $D=3.5\text{мм}$ при этом показывают негативные результаты только при длине $L \geq 250\text{мм}$ в случае выдвинутой пластины из основания. Рекомендуется в этих случаях применять штанги диаметром от 4мм. Комбинации с основаниями среднего типоразмера ($\sim 80\text{мм}$) ненадежны для штанг диаметрами 3.5 и 4мм, если пластины значительно выдвинуты из основания. Для штанг диаметрами 4.5 и 5мм это явление наблюдается только при длине штанги от 250мм и выше.

Крайне негативно выглядит ситуация с комбинацией штанг с основаниями максимальной длины L около 140мм. Ни одна из конструкций с любым диаметром штанги D при выдвинутой из основания пластине не выдерживает нагрузки выше всего 22Н, что говорит не столько о непрочности, сколько о неустойчивости конструкции. Компоновка конструкций с максимальными длинами оснований должна проводиться с крайней осторожностью.

Анализируя критические места в конструкциях, можно заметить, что в вариантах со штангами диаметром 3.5, 4.0 и, отчасти, 4.5мм, максимальные механические напряжения концентрируются, в основном, в области верхнего винта, отверстия в адапторе, и в штанге между адаптором и верхним винтом. На практике эти места являются «традиционными» местами излома реберно-позвоночных конструкций.

По результатам, полученным при моделировании, составлена сводная таблица применимости тех или иных комбинаций реберно-позвоночных конструкций в зависимости от величины осевой нагрузки для соотношения полученных значений с массой пациента при выборе компоновки и

прогнозирования устойчивости низкопрофильной реберно-позвоночной металлоконструкции. Данные приведены в Приложении 1.

4.2.2. Моделирование воздействия статической осевой нагрузки на наиболее часто применяемые комбинации низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции

Тестовыми образцами служат трехмерные математические модели изделий низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции. Деталям назначены свойства материала Сплав титановый ВТ-6 ГОСТ 19807-91. Анализу подвергнуты наиболее часто применяемые в хирургической практике варианты компоновки реберно-позвоночной конструкции, отличающиеся:

- диаметрами D штанг: 4.0 и 5.0 миллиметров;
- длиной штанг L . Рассчитаны варианты с длинами 100мм и 200мм;
- размерами основания и пластины. В расчетах приняты варианты компоновки основаниями длиной S 40мм, 50мм, 60мм и 70мм с соответствующими пластинами;
- взаимным расположением пластины и основания. Рассмотрены варианты полного расположения пластины в основании и в положении выдвинутой пластины из основания на расстояние X . При этом длины узла основание-пластина изменяются на величину X , равную 20, 30, 40 и 50мм соответственно;
- расстоянием между верхним винтом и адаптером в зависимости от длины L применяемой штанги. В исследовании рассмотрены варианты, в которых такие расстояния приняты $1/3L$ и $2/3L$.

Результаты испытаний приведены в таблицах 4.18, 4.19 и 4.20. Критические места напряжений в реберно-позвоночной конструкции (рис. 4.39) в таблицах отмечены номерами позиций.

Таблица 4.18. Тестовые образцы со штангой диаметром 4.0мм и длиной 100мм, критическая осевая нагрузка, Н

Диаметр штанги D, мм	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
4.0	100	1/3L	40	сдвинута	259	217,6	4
	100	1/3L	40+20	выдвинута	240	201,6	3
	100	2/3L	40	сдвинута	329	276,4	2, 3, 4
	100	2/3L	40+20	выдвинута	243	204,1	3
	100	1/3L	50	сдвинута	264	221,8	3
	100	1/3L	50+30	выдвинута	287	241,1	4
	100	2/3L	50	сдвинута	255	214,2	3
	100	2/3L	50+30	выдвинута	183	153,7	3
	100	1/3L	60	сдвинута	243	204,1	3
	100	1/3L	60+40	выдвинута	189	158,8	3
	100	2/3L	60	сдвинута	189	158,8	3
	100	2/3L	60+40	выдвинута	154	129,4	3

Таблица 4.19. Тестовые образцы со штангой диаметром 5.0мм и длиной 100мм, критическая осевая нагрузка, Н

Диаметр штанги D, мм	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
5.0	100	1/3L	40	сдвинута	407	341,9	3
	100	1/3L	40+20	выдвинута	455	382,2	3
	100	2/3L	40	сдвинута	407	341,9	3
	100	2/3L	40+20	выдвинута	454	381,4	3
	100	1/3L	50	сдвинута	375	315	3
	100	1/3L	50+30	выдвинута	327	274,7	3
	100	2/3L	50	сдвинута	350	294	8
	100	2/3L	50+30	выдвинута	252	211,7	3
	100	1/3L	60	сдвинута	340	285,6	3, 8
	100	1/3L	60+40	выдвинута	315	264,6	3
	100	2/3L	60	сдвинута	356	299	6, 8
	100	2/3L	60+40	выдвинута	192	161,3	3
	100	1/3L	70	сдвинута	319	268	8
	100	1/3L	70+50	выдвинута	144	121	3
	100	2/3L	70	сдвинута	328	275,5	8
	100	2/3L	70+50	выдвинута	131	110	3

Таблица 4.20. Тестовые образцы со штангой диаметром 5.0мм длиной 200мм, критическая осевая нагрузка, Н

Диаметр штанги D, мм	Длина штанги L, мм	Расстояние от адаптора до верхнего винта	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Предел прочности, Н	Предел текучести, Н	Критическое место в конструкции
5.0	200	1/3L	40	сдвинута	381	320,0	8
	200	1/3L	40+20	выдвинута	329	276,4	3
	200	2/3L	40	сдвинута	388	325,9	3, 8
	200	2/3L	40+20	выдвинута	264	221,8	3
	200	1/3L	50	сдвинута	437	367,1	4, 6, 8
	200	1/3L	50+30	выдвинута	236	198,2	3
	200	2/3L	50	сдвинута	368	309,1	3
	200	2/3L	50+30	выдвинута	156	131,0	3
	200	1/3L	60	сдвинута	408	342,7	3, 8
	200	1/3L	60+40	выдвинута	243	204,1	3
	200	2/3L	60	сдвинута	192	161,3	3
	200	2/3L	60+40	выдвинута	122	102,5	3
	200	1/3L	70	сдвинута	454	381,4	3, 8
	200	1/3L	70+50	выдвинута	131	110,0	3
	200	2/3L	70	сдвинута	326	273,8	3
	200	2/3L	70+50	выдвинута	98	82,3	3

На основании проведенного моделирования прочностного анализа тестовых образцов наиболее часто применяемых комбинаций низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции со штангами 4.0 и 5.0 мм получены следующие результаты.

Для реберно-позвоночной системы со штангой диаметром 4.0 мм полученное среднее значение предела текучести составило 198.5 Н. Наименьшее значение предела текучести составило 129.4 Н и отмечено в варианте компоновке 2/3 длины штанги с пластиной 60 мм в выдвинутом положении (60 мм+40 мм), наибольшее значение – 276.4 Н отмечено для компоновки 2/3 длины штанги с пластиной 40 мм в сомкнутом положении.

Для реберно-позвоночной системы с длиной штанги 100 мм и ее диаметром 5.0 мм полученное среднее значение предела текучести составило 270.5 Н. Наименьшее значение предела текучести составило 110 Н и отмечено в варианте компоновки 2/3 длины штанги с пластиной 70 мм в выдвинутом положении (70 мм+50 мм), наибольшее значение – 382.2 Н

отмечено для компоновки $1/3$ длины штанги с пластиной 40 мм в выдвинутом положении (40 мм+20 мм).

Для реберно-позвоночной системы с длиной штанги 200 мм и ее диаметром 5.0 мм полученное среднее значение предела текучести составило 238 Н. Наименьшее значение предела текучести составило 82.3 Н и отмечено также в варианте компоновке $2/3$ длины штанги с пластиной 70 мм в выдвинутом положении (70 мм+50 мм), наибольшее значение – 381.4 Н отмечено для компоновки $1/3$ длины штанги с пластиной 70 мм в сомкнутом положении.

При анализе локализации критических мест напряжений для всех вариантов компоновок низкопрофильных реберно-позвоночных конструкций отмечено, что максимальные механические напряжения концентрируются, в основном, в зоне 3 (штанга на границе контакта с верхним винтом).

Резюме

Полученные средние значения напряжений (198.5 Н - 270.5 Н) в реберно-позвоночных системах с наиболее частыми применяемыми комбинациями типоразмеров ее элементов свидетельствуют о возможности использования данных компоновок у детей дошкольного и младшего школьного возраста с врожденными деформациями позвоночника на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостоза ребер.

Однотипность зоны вероятной локализации усталостного перелома низкопрофильной реберно-позвоночной металлоконструкции, а именно, в области позвоночного стержня над проксимальным транспедикулярным винтом, достигнутая в ходе разработки и корректировки конструктивных особенностей данной спинальной системы позволяет проводить профилактику усталостных переломов путем подбора необходимого диаметра стержня на основе запланированной предоперационно компоновки металлоконструкции и с учетом величины корригирующего усилия, достигаемого интраоперационно в ходе distraction.

Полученные результаты критических напряжений и их локализации в дальнейшем учитываются при проведении предоперационного планирования и 3D-моделирования хода хирургического вмешательства и компоновки реберно-позвоночной металлоконструкции в программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике».

ГЛАВА 5

ПРИНЦИПЫ ПРИМЕНЕНИЯ 3-D МОДЕЛИРОВАНИЯ И ПРОТОТИПИРОВАНИЯ В ХИРУРГИЧЕСКОМ ЛЕЧЕНИИ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМИ ДЕФОРМАЦИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА

5.1. Программа-планировщик, основные принципы работы

Созданная в ходе проводимого исследования программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» (ППМХОП) (свидетельство РФ о государственной регистрации программы для ЭВМ №2022618828, 18.05.2022) позволяет осуществить персонифицированный подход к выбору оптимального метода хирургического лечения с возможностью использования индивидуальных спинальных металлоконструкций в зависимости от клинико-лучевой картины врожденной деформации позвоночника.

ППМХОП включает в себя следующие блоки:

- А - блок диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника;
- В - блок 3D-планирования объема и характера хирургических вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики;
- С - блок 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и других компонентов индивидуальной металлоконструкции;
- Д - блок 3D-планирования и прототипирования оценки конечного результата предполагаемого оперативного вмешательства.

Блок диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника

В данном блоке ППМХОП проводится первичный анализ данных компьютерной томографии позвоночника пациента, оценивается характер костной патологии, зона локализации патологического процесса, величина

деформации позвоночника, особенности врожденных аномалий позвонков. В программной среде проводится построение 3D-модели позвоночника на основании данных КТ.

После загрузки нативной КТ в ППМХОП и получения первичной 3D-модели позвоночника проводят процедуру автосегментации. Для этого выбирают необходимые значения центра и ширины «окна», позволяющие получить «костную» поверхность сегментируемых позвонков, проводят выбор необходимой области автосегментации и запускают процедуру автосегментации (рис. 5.1).

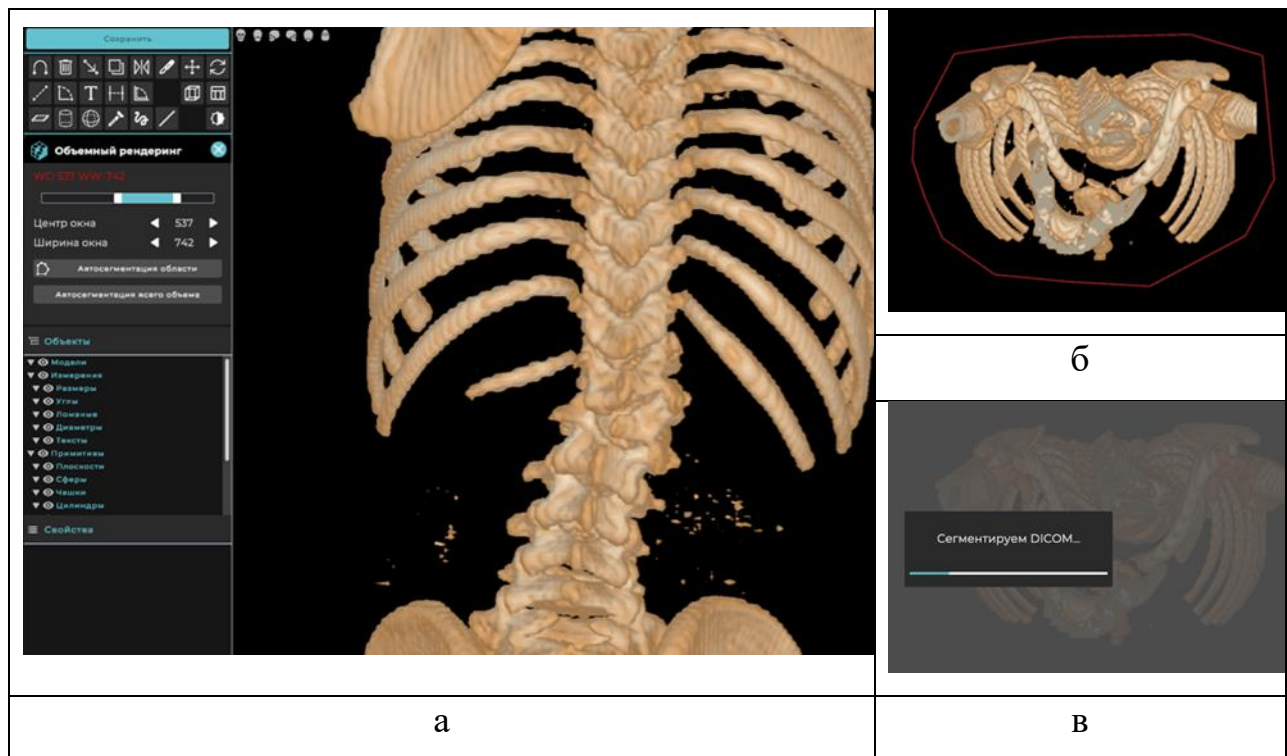


Рис. 5.1. Процедура автосегментации первичной 3D-модели позвоночника: а – выбор необходимых значений центра и ширины «окна», б – определение области автосегментации, в – процесс автосегментации

На полученной после автосегментации улучшенной 3D-модели проводят оценку характера врожденной деформации позвоночника, определяют ведущий компонент искривления, подлежащий хирургической коррекции. Оценивают возможность и целесообразность проектирования и печати шаблонов-направителей для выполнения корригирующих

вертебротомий и установки транспедикулярных опорных элементов металлоконструкции (рис. 5.2.).

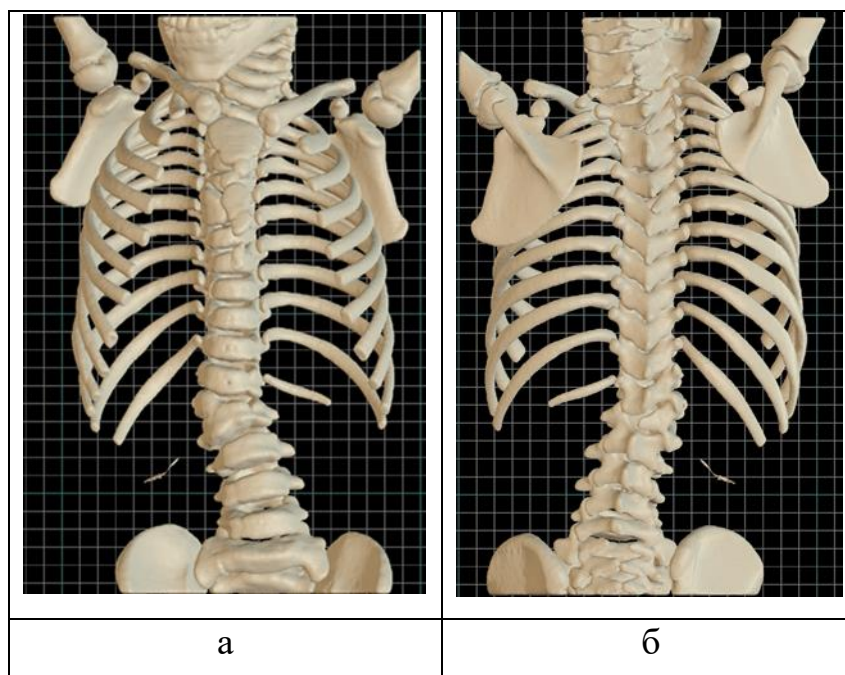


Рис. 5.2. Улучшенная 3D-модель позвоночника: а – вид спереди, б - вид сзади

После проведения первичной оценки позвоночника в целом в программе-планировщике (этап *in silico*) и создания сегментированной 3D-модели позвоночника на основании полученных STL-файлов при необходимости проводится 3D-прототипирование позвоночника. На полученной пластиковой модели позвоночника проводят визуальную оценку структур позвоночного столба, пространственных взаимоотношений костных структур и их особенностей, обусловленных врожденной аномалией развития позвонков (этап *in vitro*).

Блок 3D-планирования объема и характера вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики

После получения сегментированной 3D-модели позвоночника и получения первичного представления о характере трехмерных изменений костных структур позвонков и взаимоотношений в позвоночно-двигательных сегментах проводится корректировка пространственного положения

сегментированных позвонков с целью нормализации профилей позвоночника. Путем удаления из 3D-модели позвоночника аномального позвонка в целом или части костных структур позвоночного столба определяют оптимальный объем резекции костных тканей, направление корригирующей остеотомии позвоночного столба, необходимые для достижения радикального исправления деформации позвоночника и восстановления физиологических взаимоотношений между позвонками и всех позвоночно-двигательных сегментов позвоночника в целом (рис. 5.3).

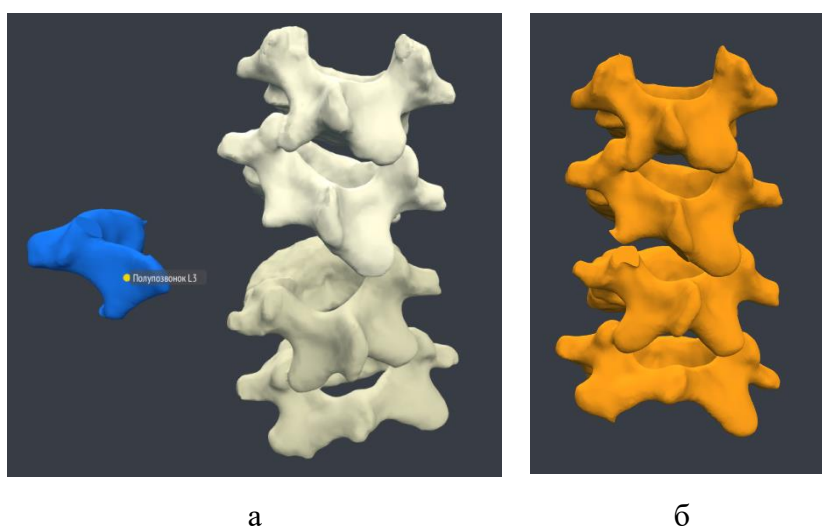


Рис. 5.3. Сегментированная 3D-модель позвоночника пациента с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового L3 полупозвонка: а – исходное положение сегментированных позвонков, образующих кифосколиотическую деформацию позвоночника, L3 полупозвонки выделены синим цветом; б – деформация позвоночника полностью устранена *in silico*, сегментированная модель L3 полупозвонка удалена из сцены

На данном этапе после определения объема резекции, зоны выполнения хирургического вмешательства, пространственной ориентации предполагаемых плоскостей сечения сегментированной 3D-модели позвоночника, проводится планирование индивидуальных шаблонов-направителей для проведения корригирующих остеотомий позвоночника, а также проведения опорных элементов металлоконструкции в ходе операции (рис. 5.4).

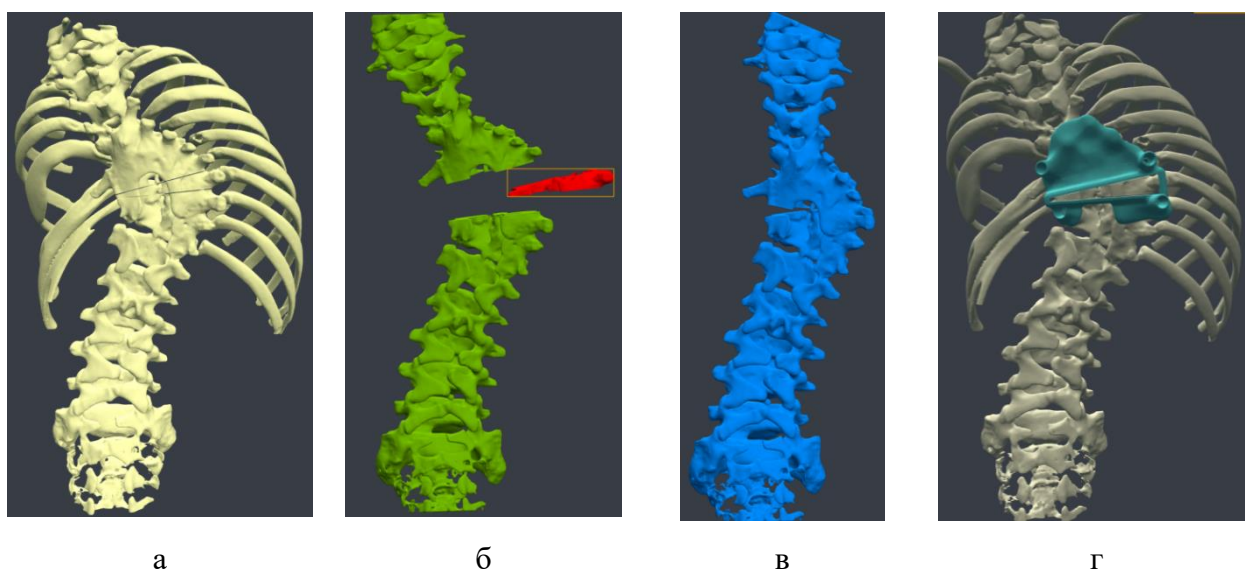


Рис. 5.4. Сегментированная 3D-модель позвоночника пациента с врожденным правосторонним грудным сколиозом на фоне множественных пороков развития: а - исходное положение сегментированных позвонков, образующих сколиотическую деформацию позвоночника с предполагаемой зоной остеотомий, б – определен объем и направленность резекции костных структур позвоночника (выделено красным цветом), в - деформация позвоночника исправлена *in silico*, г – создан индивидуальный шаблон-направитель для проведения корригирующей остеотомии позвоночника

Блок 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и прочих компонентов индивидуальной металлоконструкции

Задачи, решаемые в данном блоке, заключаются в создании виртуальных опорных элементов (например, транспедикулярных винтов), стержней и при необходимости других компонентов индивидуальной спинальной системы (протез тела позвонка, нестандартные опорные элементы и др.). Проведение 3D-планирования позволяет не только установить оптимальный типоразмер транспедикулярного опорного элемента, учитывающий индивидуальные анатомо-антропометрические особенности костных структур позвонков, такие как высоту и ширину тела позвонка, поперечный и продольный диаметр поперечного сечения основания корня дуги инструментируемого позвонка, но и определить пространственное положение каждого опорного элемента отдельно с учетом

предполагаемых к проведению корригирующих манипуляций (контракция, дистракция).

С учетом анатомо-антропометрических особенностей дорсальных структур позвоночника, обусловленных возрастом пациента и характером врожденных аномалий позвонков, проводят 3D-планирование виртуальных шаблонов-направителей для установки транспедикулярных опорных элементов с последующим созданием STL-файлов для 3D-прототипирования и их оценки и тестирования на пластиковых моделях позвоночника.

Данный этап планирования позволяет осуществить индивидуальный подбор наиболее адаптированного вида и типоразмера опорных элементов, определить их оптимальную ориентацию в пространстве по отношению к костным структурам позвоночника, тем самым обеспечивая максимально эффективное воздействие на позвоночно-двигательные сегменты с позиций биомеханики, позволяющее достичь радикальной коррекции врожденной деформации позвоночника с фиксацией минимального количества позвонков ребенка с нормализацией сагиттального и фронтального профиля позвоночника.

Интерфейс программы-планировщика состоит из панели инструментов, расположенной в левой части экрана, и четырех окон, предназначенных для просмотра модели позвоночника и планирования элементов индивидуальной металлоконструкции. В состав панели инструментов входят следующие вкладки: «Виды», «Позвонки», «Винты», «Стержни», «Кисти» и «Тексты». В двух верхних окнах отражается сечение модели позвоночника во фронтальной и сагиттальной плоскостях, в нижнем левом окне – в аксиальной плоскости. В окне, расположенном в нижнем правом квадранте экрана отражается 3D-модель позвоночника. При необходимости, для более детальной визуализации анализируемого изображения, программа-планировщик позволяет переводить каждое из четырех вышеописанных окон в полноэкранный режим.

При помощи вкладки «Виды» задают индивидуальную систему координат для каждого инструментируемого позвонка с присвоением уникального имени, что позволяет осуществить точную планировку опорных элементов металлоконструкции в дальнейшем (рис. 5.5).

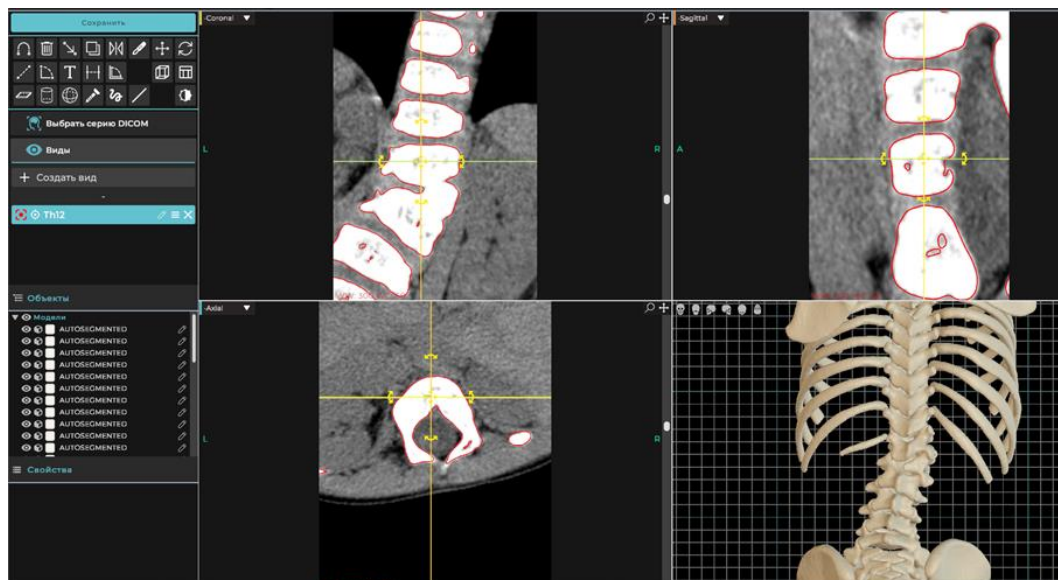


Рис. 5.5. Создание индивидуальной системы координат для инструментируемого позвонка

При помощи вкладки «Винты» задают имя винта с автоматическим присвоением его цветовой маркировки (при необходимости цвет винта можно изменить в ручном режиме). Далее в окнах просмотра изображений планируют оптимальную зону и траекторию введения винта. Задают необходимую длину резьбовой части винта и длину головки винта с шагом 1 мм, диаметр резьбовой части винта с шагом 0.5 мм (рис. 5.6).

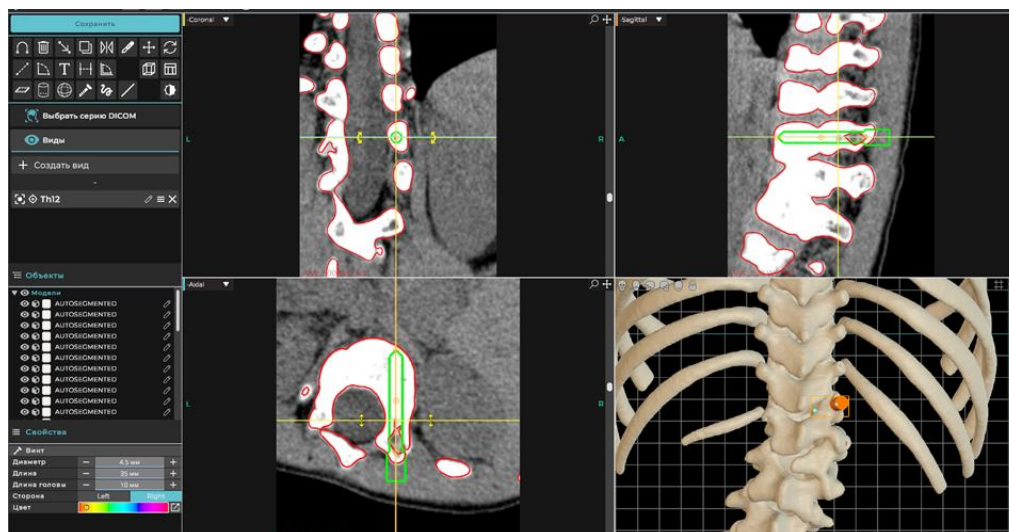


Рис. 5.6. Создание виртуальных винтов в программе-планировщике

Такой подход позволяет реализовать на этапе планирования рациональное положение транспедикулярных опорных элементов с учетом предстоящих корригирующих манипуляций (Способ ориентированной установки транспедикулярных винтов при коррекции врожденной деформации позвоночника у детей с изолированным нарушением формирования позвонка, патент РФ на изобретение №2701782, обеспечить оптимальный «запас» костной ткани, примыкающей к давящей поверхности резьбовой части ТВ, определить возможность использования оптимального диаметра резьбовой части ТВ для реализации биомеханических преимуществ ТПФ при моносегментарной фиксации, описанных в разделах 4.1.4, 4.1.6 и 4.1.7.

После проведения установки всех планируемых виртуальных транспедикулярных винтов индивидуальной металлоконструкции проводят визуальную оценку корректности их взаиморасположения и положения по отношению к 3D-модели позвоночника (рис. 5.7).

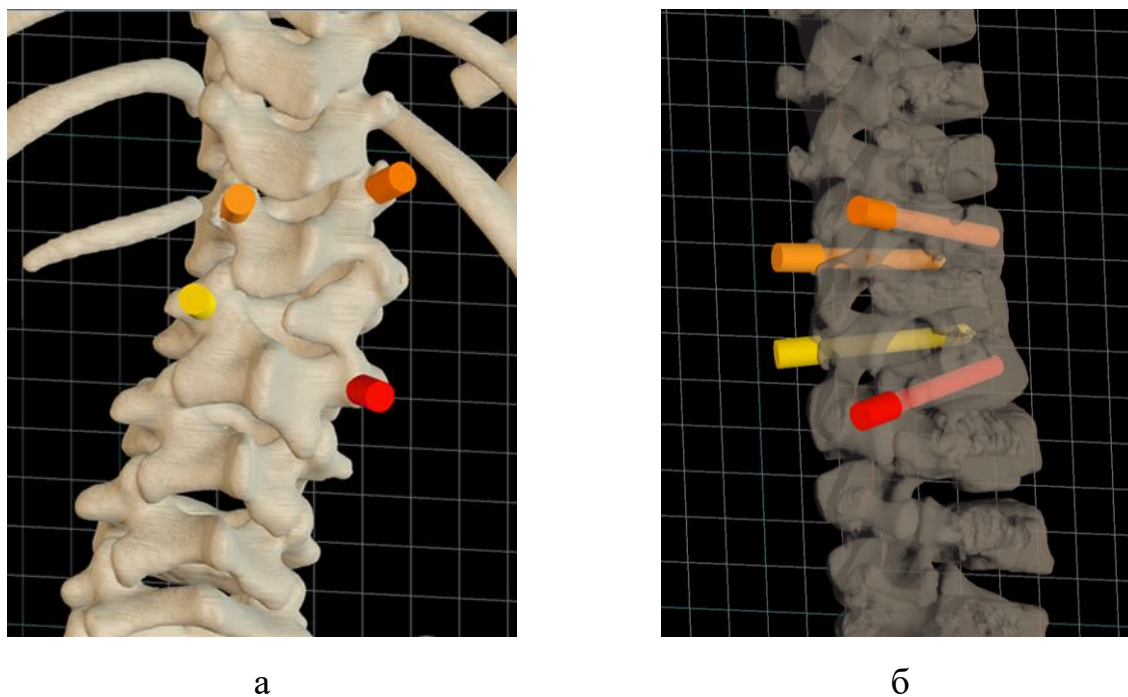


Рис. 5.7. 3D-модель позвоночника с запланированными виртуальными ТВ: а – в твердотельном режиме, б – «прозрачная» модель

Затем при помощи вкладки «Кисти» на дорсальной поверхности 3D-модели позвоночника обозначают границы для создания виртуальных шаблонов-направителей с учетом расположения транспедикулярных опорных элементов и рельефа поверхности позвоночника (рис. 5.8).

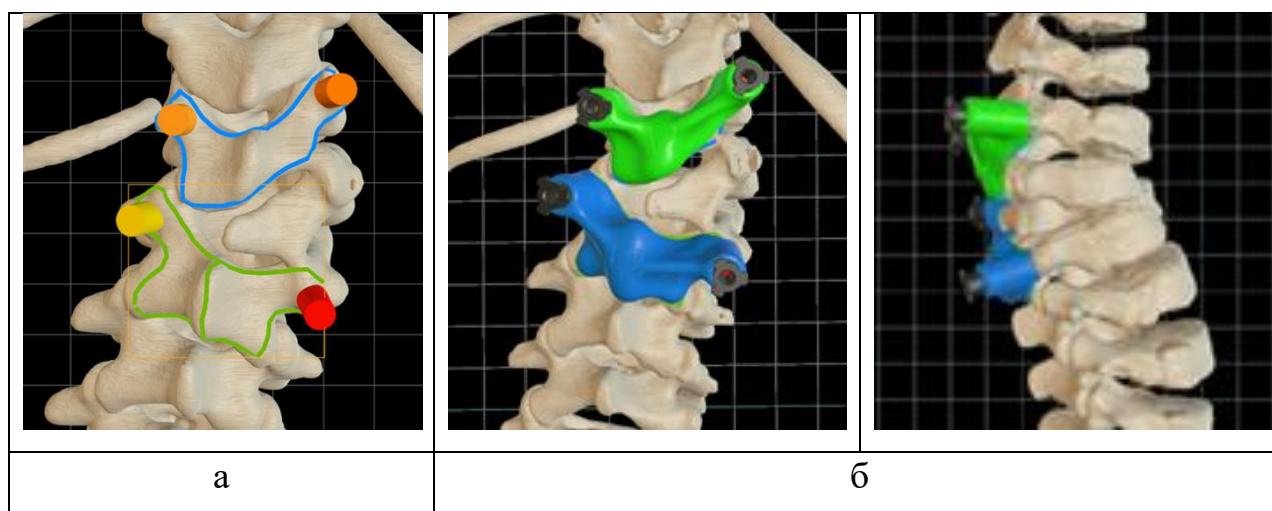


Рис. 5.8. Планирование виртуальных моделей ШН: а – создание границ шаблонов-направителей, б – 3D - модели шаблонов-направителей

Далее в виртуальной среде информационно-аналитической системы проводили 3D-моделирование изменения пространственного положения сегментов позвоночника при удалении из сцены аномального позвонка или части костных структур позвоночника в зоне врожденной аномалии (рис. 5.9).

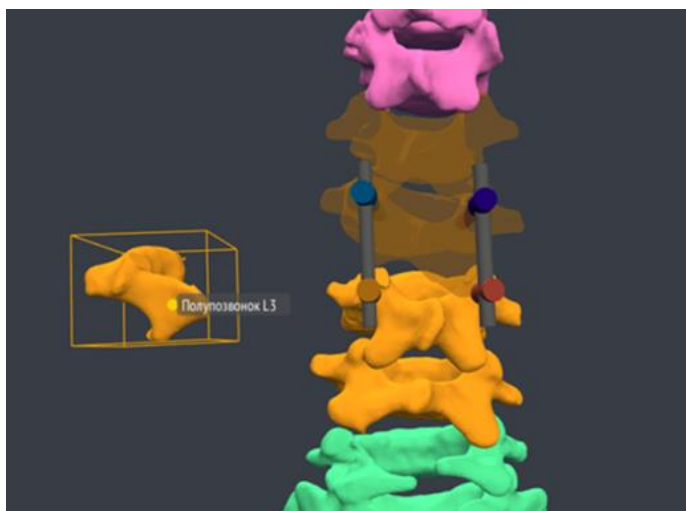


Рис. 5.9. Моделирование *in silico* с корректировкой пространственного положения позвонков и элементов индивидуальной спинальной системы по завершении предполагаемого хирургического вмешательства

На данном этапе проводится расчет необходимой длины стержней индивидуальной металлоконструкции, их поперечного диаметра, корректировка положения опорных элементов металлоконструкции по отношению к позиции запланированного стержня.

Например, подбор компоновки типоразмеров элементов реберно-позвоночной системы, предназначенной для коррекции деформации позвоночника на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостоза ребер, проводят с учетом полученных данных при твердотельном моделировании критических осевых нагрузок (раздел 4.2), определяя при этом допустимую величину корригирующего усилия, достигаемого интраоперационно в ходе дистракции. (рис. 5.10).

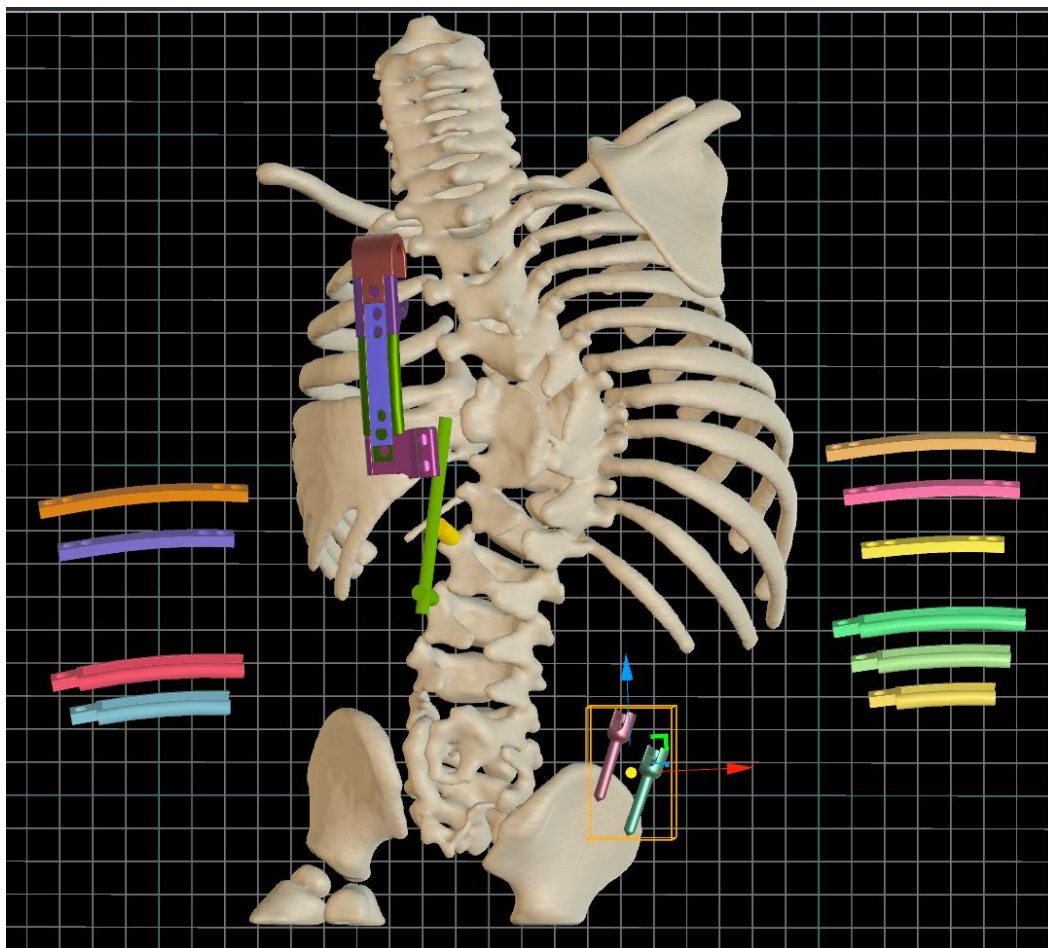


Рис. 5.10. Моделирование *in silico* с корректировкой пространственного положения позвонков и элементов индивидуальной спинальной системы по завершении предполагаемого хирургического вмешательства

При необходимости, например, при небольших размерах оснований корней дуг позвонков в результате анатомо-антропометрических особенностей костных структур позвонков в зоне порока, не позволяющих осуществить корректную установку стандартных транспедикулярных опорных элементов с достижением достаточной с позиций биомеханики коррекции деформации позвоночника и стабильной фиксации позвоночника в последующем, выполняют планирование и 3D-моделирование индивидуальных нестандартных опорных элементов спинальной системы, позволяющих равномерно распределить нагрузку на костные структуры инструментируемых позвонков и избежать возможного разрушения костной ткани в зоне имплантированного опорного элемента (рис. 5.11).

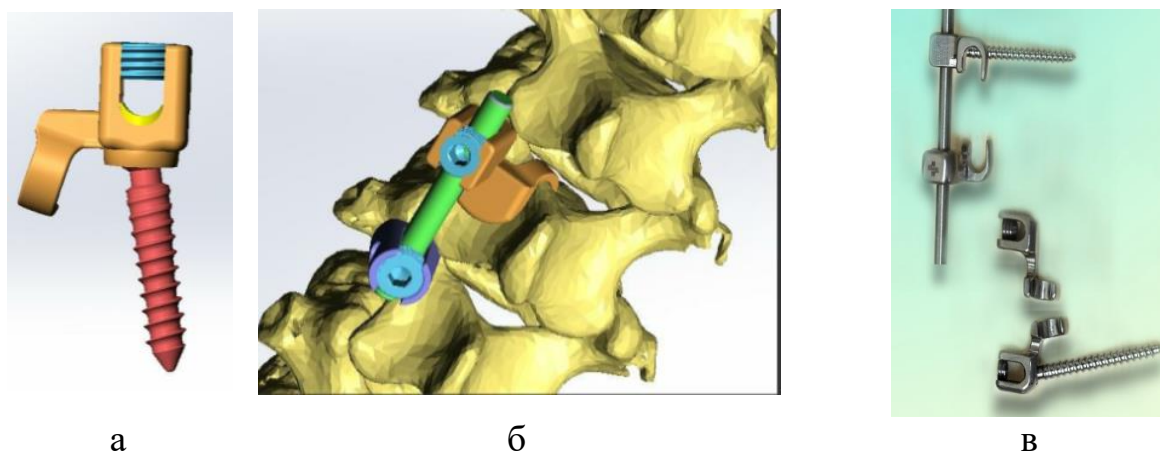


Рис. 5.11. Пример 3D-моделирования индивидуального транспедикулярно-ламинарного опорного элемента: а – 3D-модель ламинарно-транспедикулярного элемента (вид спереди), б – 3D-модель индивидуальной ламинарно-транспедикулярной металлоконструкции, установленной на позвоночник, в – транспедикулярно-ламинарная спинальная система (диаметр резьбовой части винта уменьшен до 2,9 мм, дополнительная стабильность обеспечена за счет ламинарного компонента опорного элемента)

Блок 3D-планирования и прототипирования оценки конечного результата предполагаемого хирургического вмешательства

После создания сегментированных 3D-моделей позвоночника, виртуальных моделей индивидуальных спинальных систем при необходимости проводится оценка конечного результата предполагаемого хирургического вмешательства *in vitro*. Проводят 3D-прототипирование откорректированных моделей позвоночника, шаблонов-направителей, предназначенных для проведения корригирующих остеотомий позвоночника и установки транспедикулярных опорных элементов, индивидуальных протезов тела позвонка, индивидуальных опорных элементов. Затем проводят установку элементов индивидуальной спинальной системы на пластиковую модель позвоночника, монтаж металлоконструкции с окончательной коррекцией и фиксацией пластикового прототипа (рис. 5.12 и 5.13).

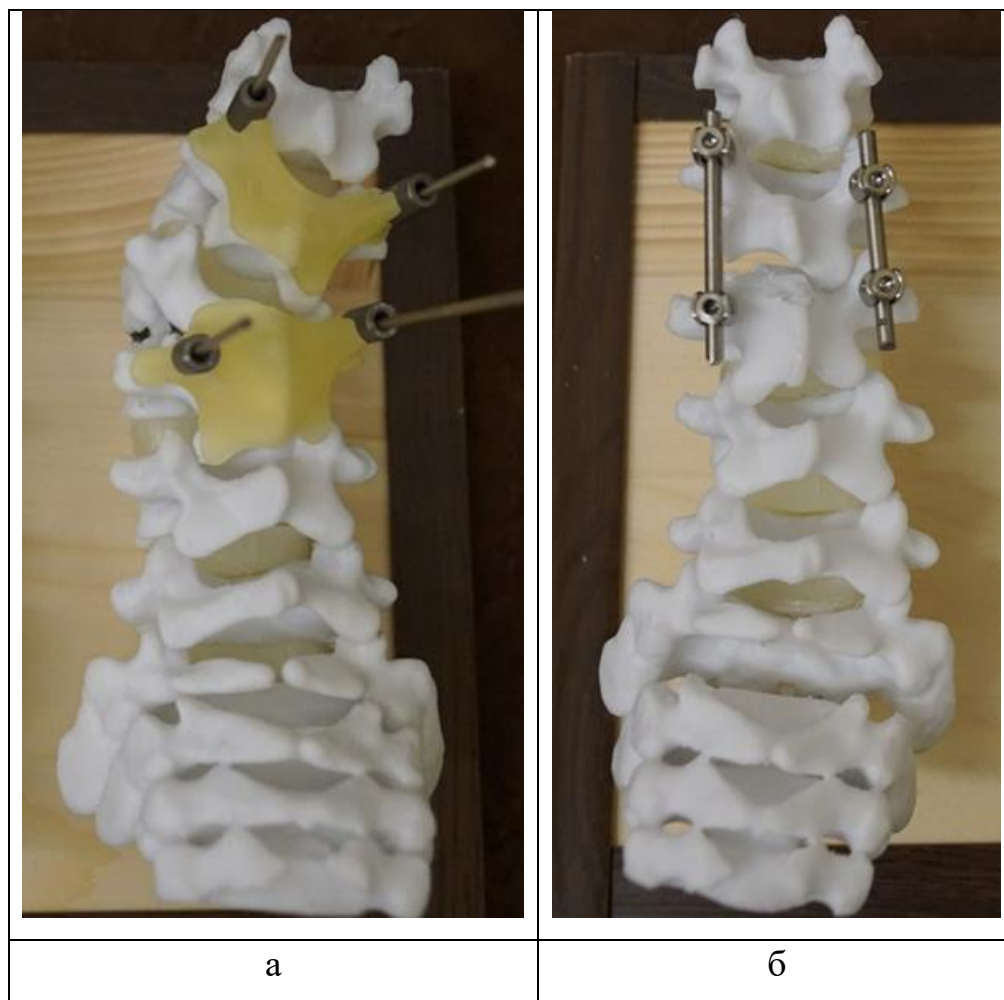


Рис. 5.12. 3D-прототипированная модель позвоночника пациента с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового полупозвонка L3(D): а - с установленными ШН и сформированными каналами для ТВ, б – после удаления аномального позвонка, моделирования коррекции врожденной деформации позвоночника и фиксации индивидуальной спинальной системой

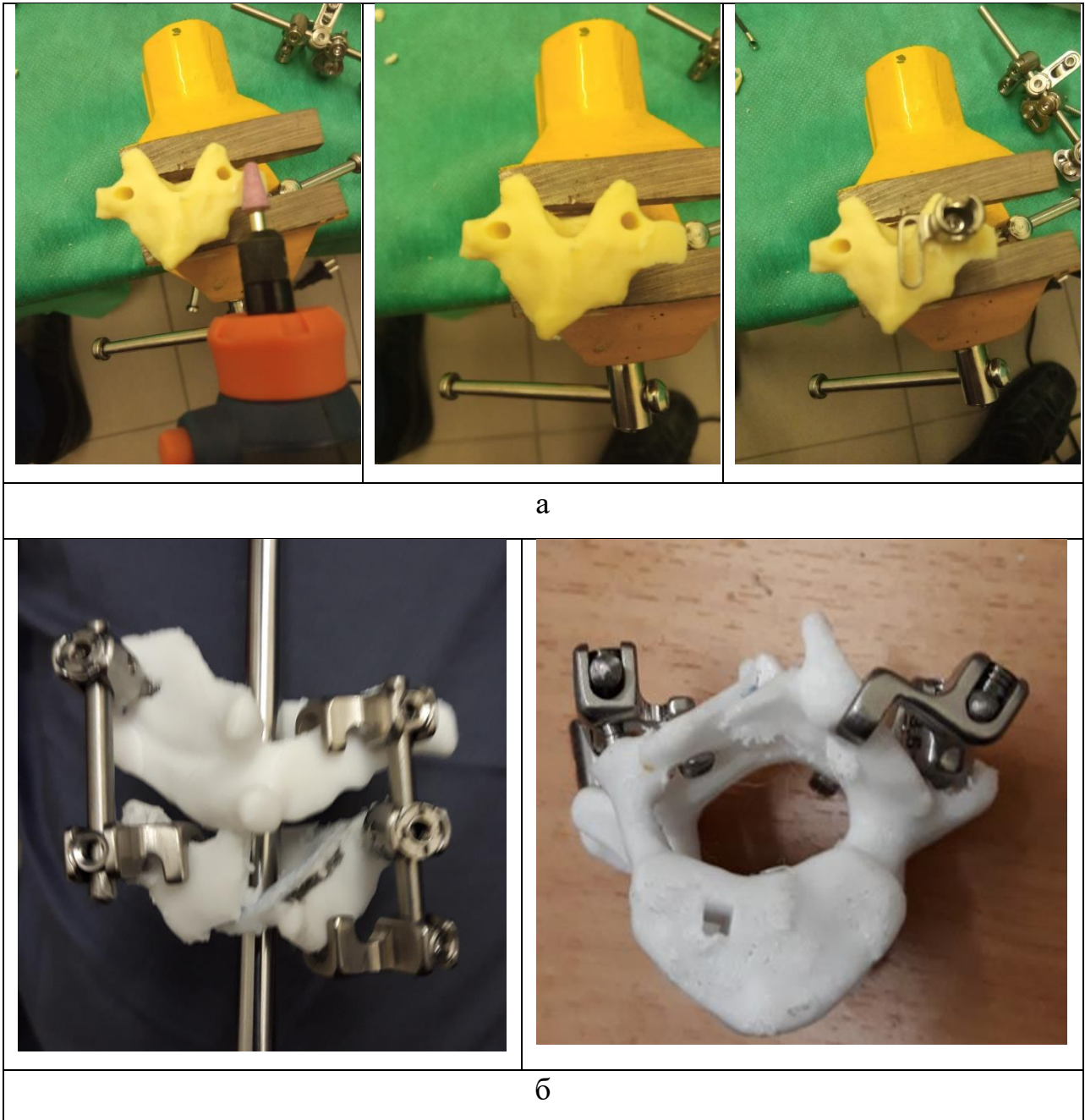


Рис. 5.13. Этапы моделирования коррекции ВДП на 3D-прототипированной модели позвоночника и фиксации индивидуальной транспедикулярно-ламинарной системой спинальной системой: а – обработка пластиковой модели позвонка с сформированными каналами для ТВ при помощи мини-дрели и установка транспедикулярно-ламинарного опорного элемента, б – 3D-прототипированная модель позвоночника с установленной транспедикулярно-ламинарной системой

Проводят оценку достигнутого на этапе *in vitro* результата, при необходимости проводят дополнительную корректировку работы, проделанной на предыдущих этапах (блоки А, В, С).

Использование разработанного подхода и технологии проведения опорных элементов металлоконструкции позволяет получить возможность индивидуального подхода к хирургической коррекции деформации у детей с тяжелыми врожденными искривлениями позвоночника различной локализации с учетом варианта аномалий позвоночного столба, анатомо-антропометрических параметров костных структур тел позвонков, их пространственных взаимоотношений и прочностных характеристик.

Таким образом, в ходе выполнения работы создан следующий алгоритм работы в программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» при планировании хирургического лечения детей с тяжелыми врожденными деформациями, основанный на использовании созданных блоков А, В, С и D с возможностью моделирования объема хирургического вмешательства и применяемой металлоконструкции как на этапе *in silico* (3D-моделирование), так, при необходимости, на этапе *in vitro* (3D-прототипирование) (рис. 5.14).

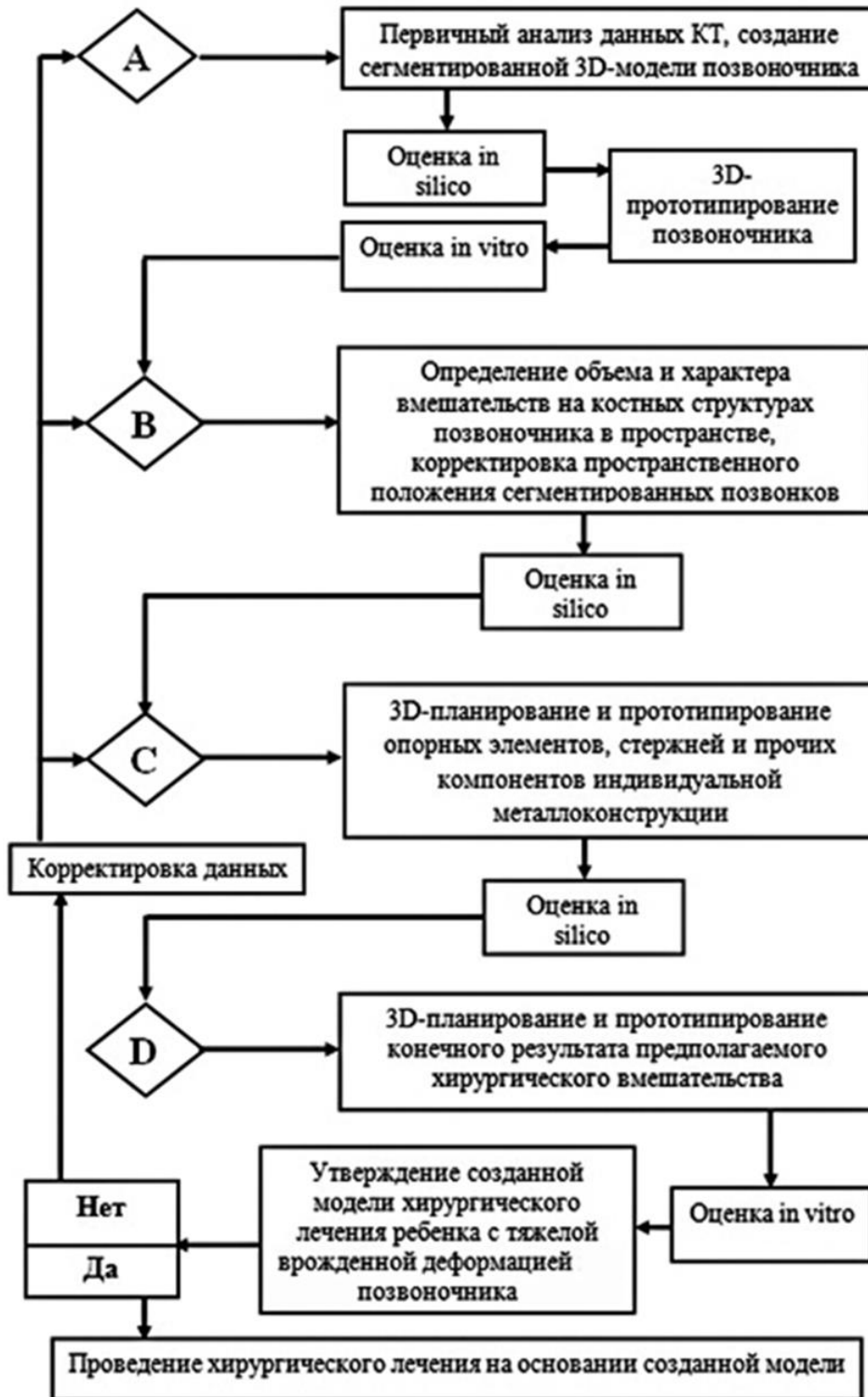


Рис. 5.14. Алгоритм работы в ППМХОП: А - блок диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника; В - блок 3D-планирования объема и характера вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики; С - блок 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и прочих компонентов индивидуальной металлоконструкции; D - блок 3D-планирования и прототипирования оценки конечного результата предполагаемого хирургического вмешательства

5.2. 3D - моделирование и 3D-прототипирование образцов усовершенствованных спинальных систем

В ходе проводимого исследования с использованием технологий 3D-моделирования и 3D-прототипирования нами созданы экспериментальные образцы новых спинальных систем для совершенствования походов и методов лечения детей с тяжелыми врожденными деформациями позвоночника грудной и поясничной локализации.

Низкопрофильная реберно-реберная конструкция

Данная металлоконструкция (евразийский патент на изобретение №040285) предназначена для хирургического лечения пациентов, прежде всего младшей возрастной группы, с врожденными деформациями позвоночника на фоне множественных сколиозогенных пороков развития позвонков грудного отдела позвоночника и синостоза ребер (рис. 5.15).

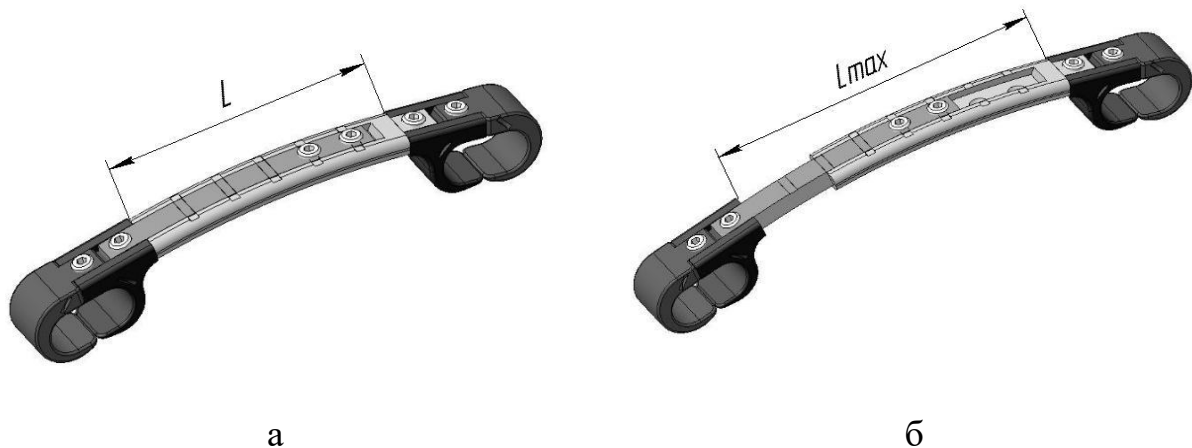


Рис. 5.15. Реберно-реберная конструкция в сборе: а – исходное положение, б – в положении дистракции

Реберно-реберная система состоит из основания, крючка реберного, крючка реберного опорного, крючка реберного удлиненного и стопорных винтов. Основание состоит из двух частей, имеющих в поперечном сечении профили ответной формы, обеспечивающие телескопическое перемещение частей основания относительно друг друга, на концах снабжено опорными элементами, фиксирующими его к ребрам. Внутренняя часть основания

имеет трапецевидную форму в поперечном сечении. Опорные элементы выполнены из двух частей полуовальной формы – крючка опорного и крючка реберного, образующих овальный контур, с продольной накаткой на внутренней поверхности овального контура, обеспечивающей плотную фиксацию к ребрам (рис. 5.16).

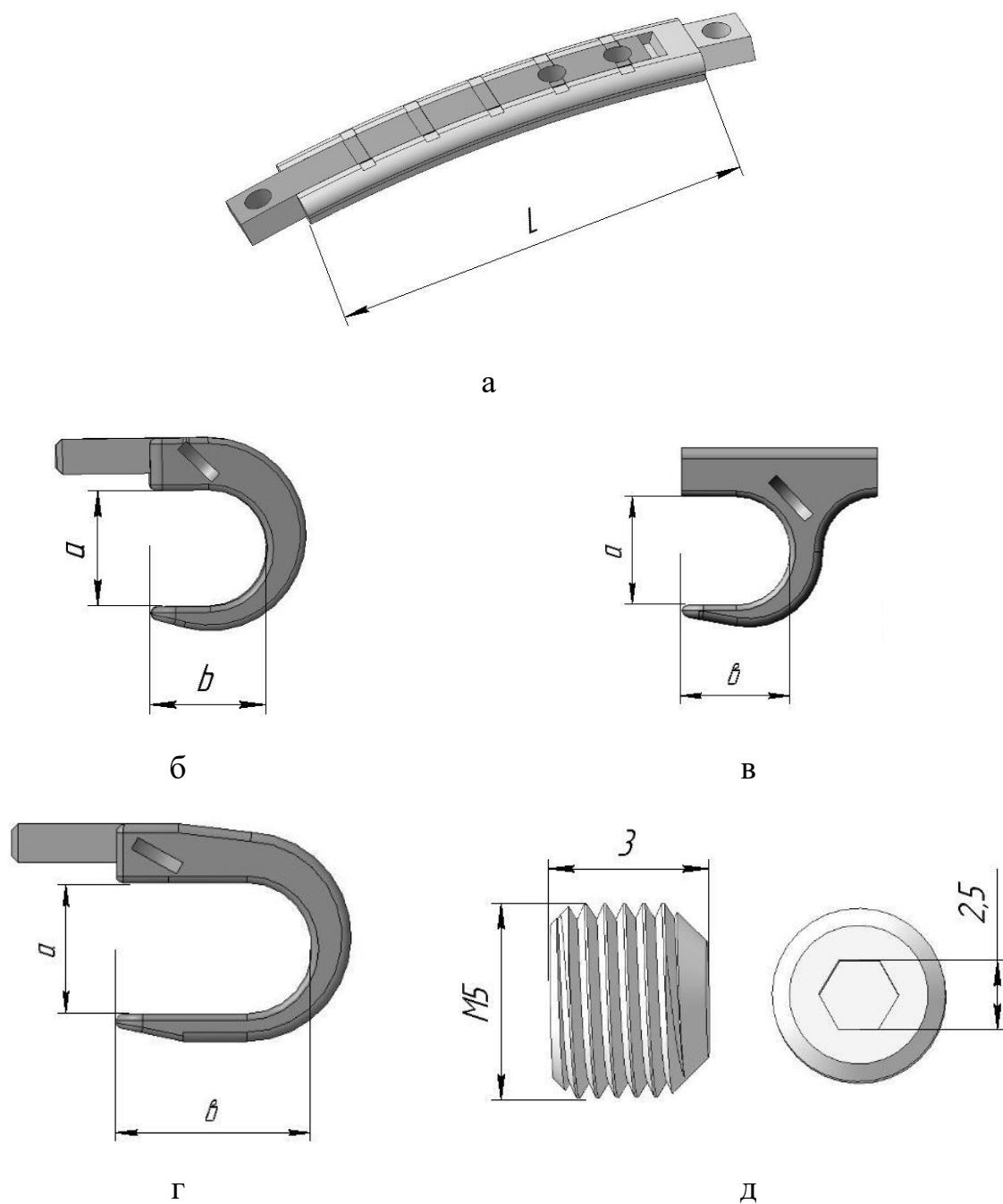


Рис. 5.16. Реберно-реберная конструкция, составляющие: а – основание, б - крючок реберный, в - крючок реберный опорный, г - крючок реберный удлиненный, д - винт стопорный

Ниже представлены опытные образцы данной металлоконструкции (рис. 5.17).



а



б

Рис. 5.17. Реберно-реберная металлоконструкция (экспериментальные образцы): а - вид сверху, б - вид сбоку

Конструктивные особенности данной системы, такие как низкий профиль основания, индивидуальная форма реберных крючков, специальный дизайн их опорной поверхности, предназначенной для контакта с ребрами пациентов младшего возраста, позволяют обеспечить эффективность коррекции врожденной деформации позвоночника и значительно снизить количество интра- и послеоперационных осложнений.

Низкопрофильная реберно-позвоночная конструкция

Данная металлоконструкция предназначена для хирургической коррекции врожденных деформаций позвоночника на фоне множественных сколиозогенных пороков развития позвонков грудопоясничной локализации и синостоза ребер у детей, включая и младшую возрастную категорию (рис. 5.18).

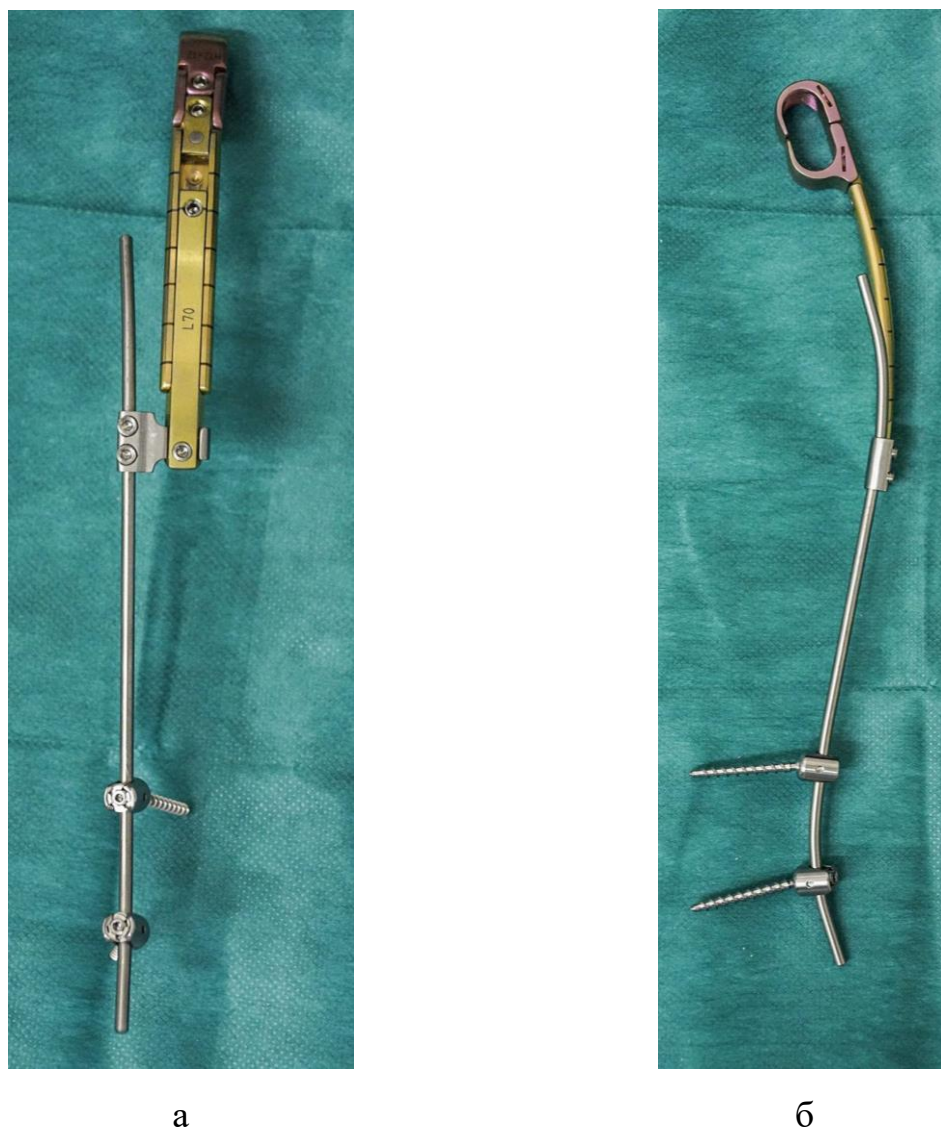


Рис. 5.18. Реберно-позвоночная металлоконструкция: а - вид сверху, б – вид сбоку

Низкий профиль реберно-позвоночной системы, надежная фиксация опорных элементов с равномерным распределением дистрагирующих сил, прикладываемых в ходе инструментальной коррекции врожденной деформации грудопоясничной локализации, возможность выполнения

дистракции как за счет реберного, так и посредством позвоночного компонента металлоконструкции, позволяют обеспечить эффективность коррекции деформации позвоночника и профилактировать интра- и послеоперационные осложнения.

Транспедикулярные спинальные системы для детей дошкольного и младшего школьного возраста

Для хирургической коррекции врожденных кифотических, сколиотических и кифосколиотических деформаций позвоночника на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков (полупозвонки, клиновидные позвонки, бабочковидные позвонки, асимметричное блокирование позвонков) грудной и поясничной локализации у детей, включая и младшую возрастную категорию создана линейка спинальных систем (патент РФ на полезную модель №203215, патент РФ на изобретение №2815218, патент РФ на изобретение №2818070), внедренных в серийное производство. Схема одного из образцов представлена на рисунке 5.19.

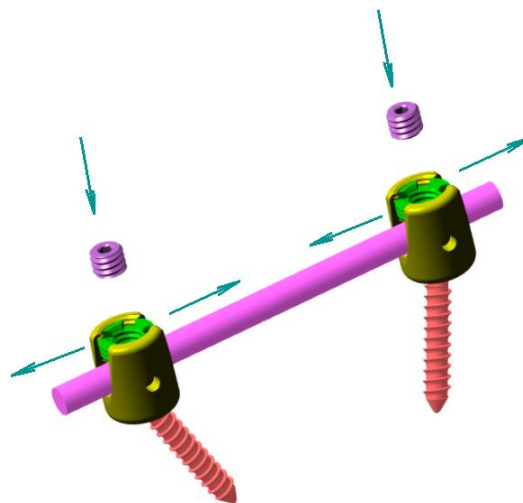


Рис. 5.19. Транспедикулярная спинальная система в сборе

Транспедикулярная спинальная система состоит из полиаксиальных винтов с бигайками, а также штанг. Винт полиаксиальный с бигайкой состоит из резьбовой части, предназначенной для имплантирования в тело инструментируемого позвонка, головки винта типа «тюльпан», содержащей в

себе специальный «воротник» для фиксации тела винта, и бигайки. Бигайка, в свою очередь, состоит из внешнего кольца и внутренней части двухкомпонентной гайки. Благодаря особенной конусовидной форме и шагу резьбы самого винта, он исключает разламывание и разрушение костных структур позвонка при его транспедикулярной установке в тело. Затягивание внешнего кольца двухкомпонентной гайки оказывает давление на «воротник» и блокирует тело полиаксиального винта под желаемым углом, при этом, допустима многоцветная фиксация. Винт с зафиксированным углом наклона свободно перемещается вдоль стержня в процессе сегментарной коррекции деформации. Затягивание внутренней фиксирующей гайки фиксирует головку винта на стержне по завершению этапа проведения корригирующих манипуляций (рис. 5.20).

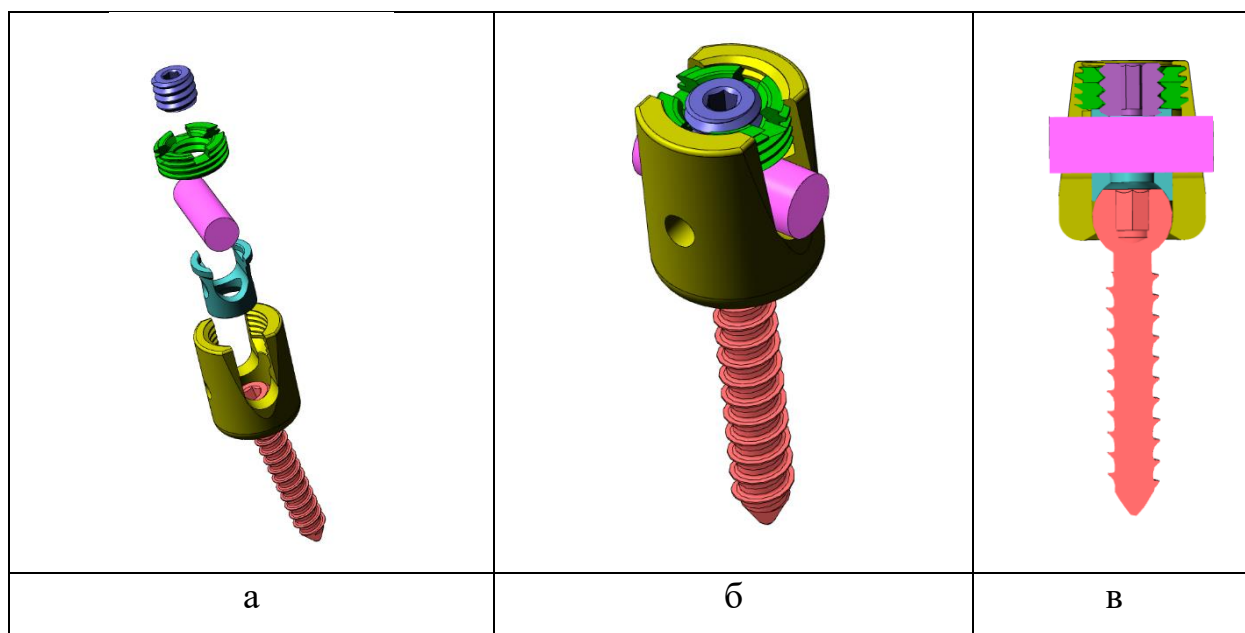


Рис. 5.20. Винт полиаксиальный с бигайкой и штанга $\varnothing 3.5$ мм (фрагмент): а – детализация, б – в сборе, в – в сечении

Ниже представлены опытные образцы данной металлоконструкции (рис. 5.21).



а



б



в

Рис. 5.21. Транспедикулярная спинальная система: а - винт полиаксиальный с бигайкой, б – вид сбоку, в - вид сверху

Механизм независимой блокировки бигайки объединяет преимущества свободы движения полиаксиального винта и контроля дистракции/контракции с зафиксированным углом наклона, а также корригирующей силы воздействия, присущей моноаксиальному винту.

В настоящее время в ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» Минздрава России для хирургического лечения детей с ВДП применяются разработанные в клинике спинальная система ВЕК 3,5, предназначенная для хирургического лечения детей с патологией позвоночника в возрасте до 3-х лет, и спинальная система ВЕК 4,5, предназначенная для хирургического лечения детей с патологией позвоночника дошкольного и младшего школьного возраста (получено свидетельство на товарный знак «ВЕК» №1019202, 06.05.2024).

Созданная линейка образцов усовершенствованных спинальных систем была также апробирована на пластиковых моделях позвоночника детей с различными вариантами аномалий развития позвонков. Ниже представлены ряд 3D-прототипированных моделей позвоночника с установленными выше указанными металлоконструкциями (рис.5.22, 5.23 и 5.24).

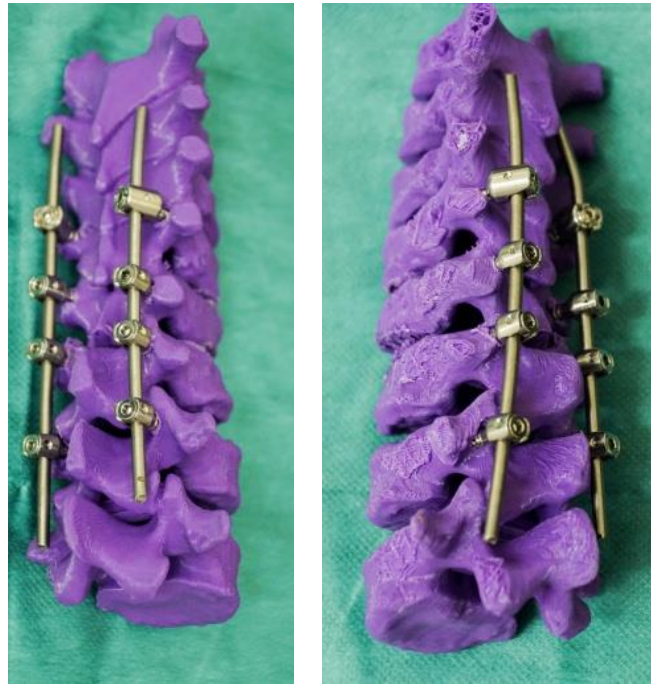


а



б

Рис. 5.22. Фактическая модель врожденного сколиоза на фоне бокового несегментированного стержня и синостоза ребер с установленной индивидуальной реберно-позвоночной системой: а – вид сзади, б – вид спереди



а

б

Рис. 5.23. Фактическая модель врожденного кифосколиоза на фоне заднебокового Th7 полупозвонка с установленной индивидуальной транспедикулярной системой: а - вид справа, в – вид слева



а

б

Рис. 5.24. Фактическая модель врожденного лордосколиоза на фоне множественных пороков развития позвонков с установленной индивидуальной металлоконструкцией: а – вид сзади, б – вид сбоку

Транспедикулярно-ламинарная система

С учетом данных твердотельного моделирования моносегментарной транспедикулярной фиксации у детей с изолированными пороками развития позвоночника, изложенных ранее в разделе 4.1.5 и показавших биомеханическое преимущество при использовании транспедикулярно-ламинарного опорного элемента в модели моносегментарной фиксации после экстрипации полупозвонка у детей дошкольного возраста при диаметрах резьбовой части ТВ 3,5 мм и 3,0 мм по сравнению с моносегментарной ТПФ стандартными транспедикулярными опорными элементами с аналогичными типоразмерами резьбовой части винта, в ходе настоящего исследования разработан транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника (евразийский патент на изобретение №047488, 26.07.2024). Устройство данной системы представлено на рисунках 5.25, 5.26 и 5.27.

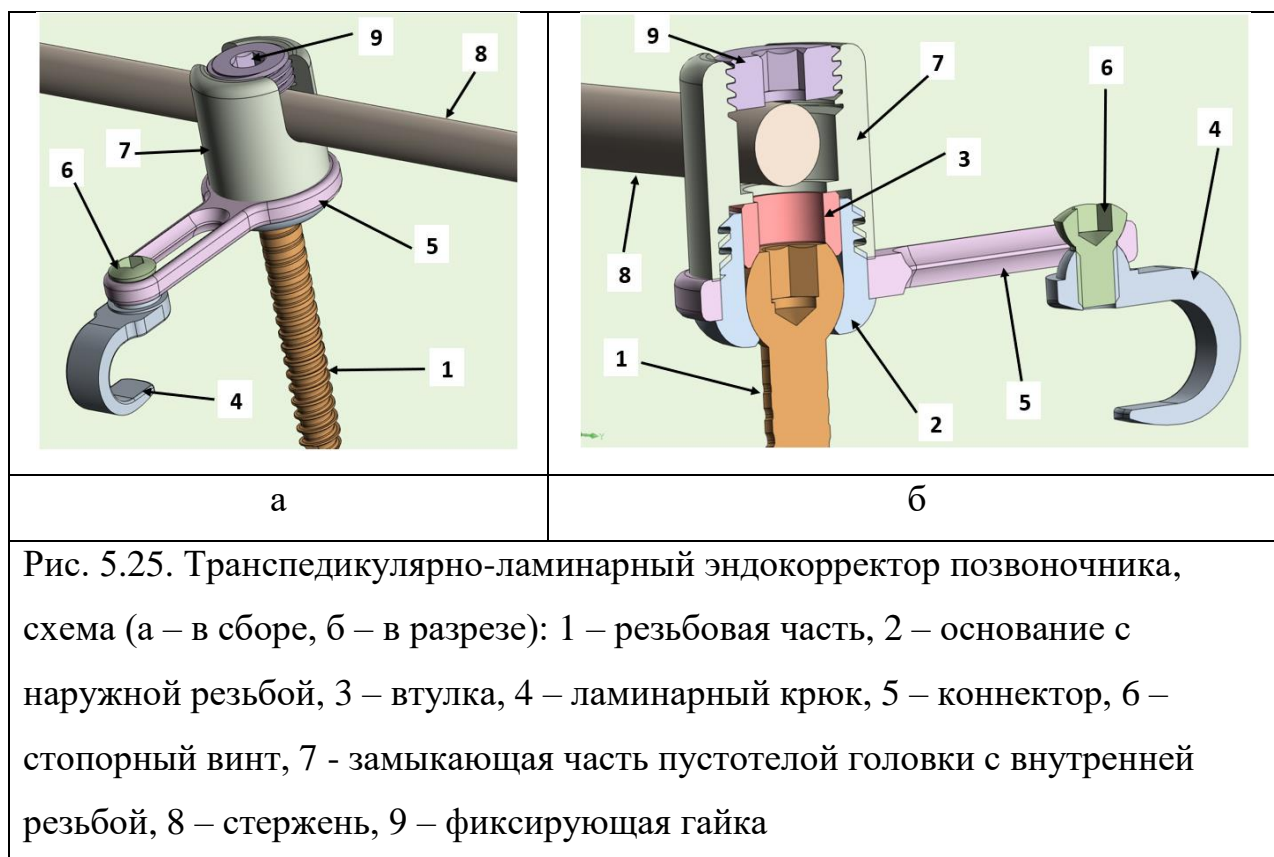


Рис. 5.25. Транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника, схема (а – в сборе, б – в разрезе): 1 – резьбовая часть, 2 – основание с наружной резьбой, 3 – втулка, 4 – ламинарный крюк, 5 – коннектор, 6 – стопорный винт, 7 - замыкающая часть пустотелой головки с внутренней резьбой, 8 – стержень, 9 – фиксирующая гайка

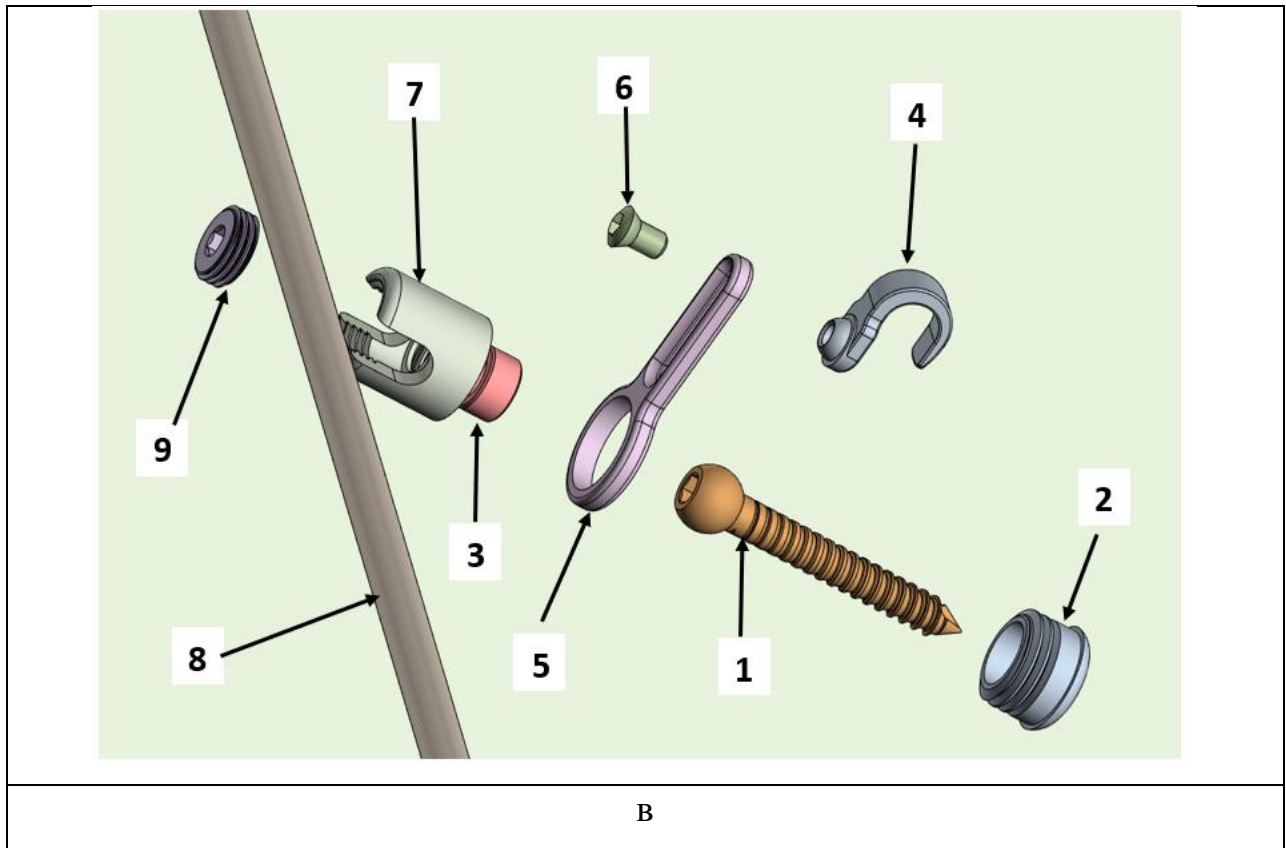


Рис. 5.25 (продолжение). Транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника, схема (в – элементы): 1 – резьбовая часть, 2 – основание с наружной резьбой, 3 – втулка, 4 – ламинарный крюк, 5 – коннектор, 6 – стопорный винт, 7 - замыкающая часть пустотелой головки с внутренней резьбой, 8 – стержень, 9 – фиксирующая гайка

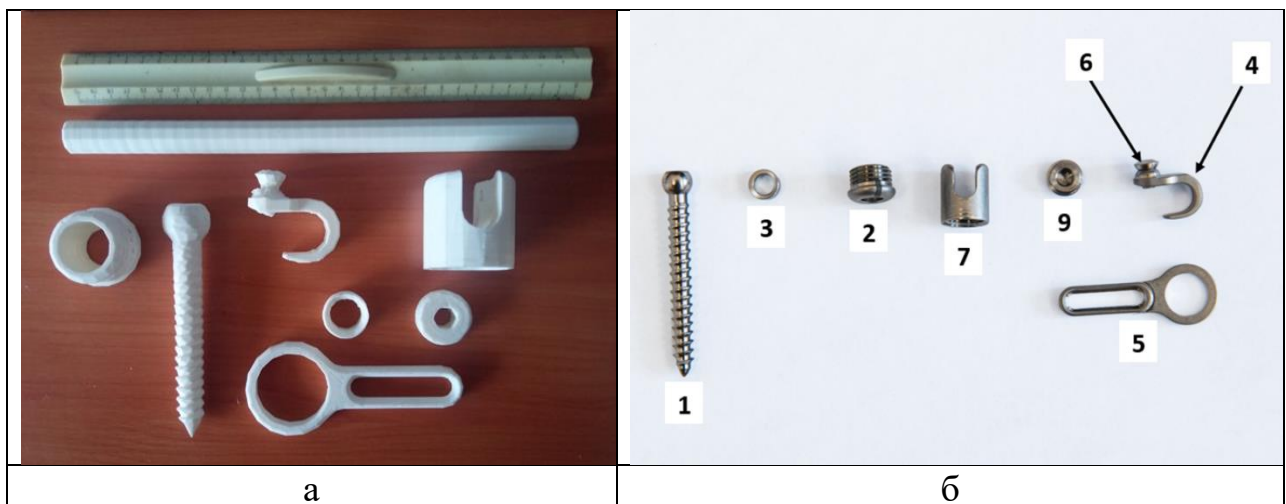


Рис. 5.26. а- 3D-прототипирование элементов транспедикулярно-ламинарной системы в увеличенном масштабе (1:6); б – изготовленные элементы транспедикулярно-ламинарного эндокорректора позвоночника: 1 – резьбовая часть, 2 – основание с наружной резьбой, 3 – втулка, 4 – ламинарный крюк, 5 – коннектор, 6 – стопорный винт, 7 - замыкающая часть пустотелой головки с внутренней резьбой, 9 – фиксирующая гайка

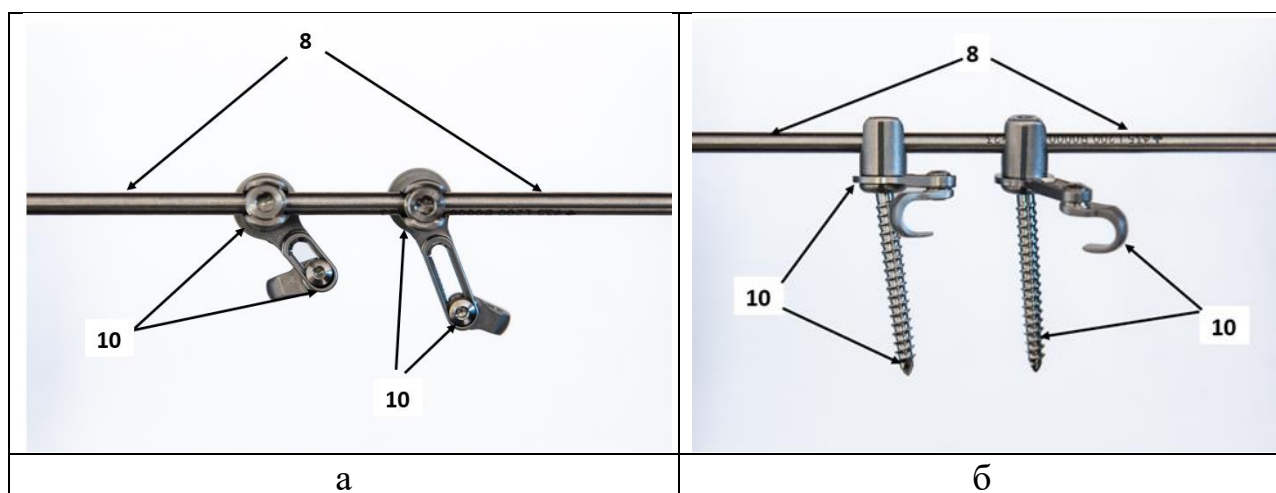


Рис. 5.27. Транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника (а – вид сверху, б – вид сбоку): 8 – стержень, 10 - транспедикулярно-ламинарный опорный элемент

Согласно биомеханической концепции транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника используется следующим образом (рис. 5.26-5.28). Резьбовую часть (1) в сборе с основанием с наружной резьбой (2) устанавливают при помощи стандартного инструментария транспедикулярно в тело позвонка. Затем в основание с наружной резьбой (2) устанавливают втулку (3). После этого устанавливают за дугу того же или смежного позвонка ламинарный крюк (4), соединяют его при помощи коннектора (5) с основанием с наружной резьбой (2). Следующим этапом для консолидации резьбовой части (1) и ламинарного крюка (4) жестко фиксируют ламинарный крюк (4) посредством стопорного винта (6) к коннектору (5). Устанавливают замыкающую часть пустотелой головки с внутренней резьбой (7) путем закручивания на основание с наружной резьбой (2), при этом жесткая фиксация обеспечивается за счет одновременного давления замыкающей части пустотелой головки с внутренней резьбой (7) на коннектор (5) и опосредованного давления через втулку (3) на резьбовую часть (1). Затем в замыкающую часть пустотелой головки с внутренней резьбой (7) горизонтально устанавливают стержень (8) и фиксирующую гайку (9). При помощи специального инструментария выполняют последовательно сегментарную коррекцию (например, контракцию по выпуклой стороне деформации позвоночника и дистракцию по вогнутой стороне деформации

позвоночника). При этом оказывается синхронно одновременное давление на костные структуры позвонка резьбовой частью (1) и ламинарным крюком (4). После чего выполняют завершающий этап монтажа металлоконструкции путем затягивания фиксирующих гаек (9), фиксируя тем самым транспедикулярно-ламинарные опорные элементы (10) на стержнях (9).

Положительный эффект при использовании данной системы основан на особенностях биомеханического взаимодействия в зоне контакта «кость-металл» и заключается в снижении нагрузок на костную ткань позвонков за счет равномерного распределения сил между резьбовой частью полиаксиального винта и ламинарным крюком, а также одновременностью прилагаемых сил в ходе коррекции деформации, что обуславливает повышение надежности фиксации и эффективности коррекции деформации позвоночника, предотвращает осложнения в виде дестабилизации металлоконструкции. Необходимо отметить, что эти оригинальные данные легли также в основу обоснования алгоритма хирургического лечения детей с ВДП с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования, что явилось очередной особенностью в работе с ППХМОП.

Резюме

Таким образом, в данной главе рассмотрены основные принципы работы в оригинальной программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике», позволяющей планировать, моделировать и создавать необходимые варианты спинальных систем, определять объем и зону корригирующих вертебротомий у детей с ВДП. Описаны созданные в ходе проведенного исследования различные варианты спинальных систем, применяемых при хирургическом лечении детей дошкольного и младшего школьного возраста с деформациями позвоночника на фоне пороков развития позвонков и синостоза ребер. Необходимо отметить, что данные особенности в работе с

ППМХОП, определенный порядок построения последовательности действий и разработанные на основе этого спинальные системы явились в настоящем диссертационном исследовании очередным этапом в создании алгоритмов хирургического лечения детей с ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования.

ГЛАВА 6

РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ИЗОЛИРОВАННЫМИ ПОРОКАМИ РАЗВИТИЯ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА

6.1. Общая характеристика групп пациентов

В исследование вошло всего 120 детей дошкольного возраста с врожденными деформациями позвоночника (ВДП) грудной и поясничной локализации с изолированными пороками развития (полупозвонки и бабочковидные позвонки). Всем пациентам выполняли экстирпацию или резекцию аномального позвонка из комбинированного или дорсального доступов с последующей коррекцией и стабилизацией достигнутого результата многоопорной дорсальной металлоконструкцией. Хирургическое лечение осуществляли в отделении патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» в период с 2016 по 2023 год. Пациенты были разделены на 2 группы: группа 1, 60 наблюдений (Гр-1, дети дошкольного возраста, оперированные с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования); группа 2, 60 наблюдений (Гр-2, дети дошкольного возраста, оперированные с применением метода «свободной» руки). Пациенты Гр-1 являлись основной проспективной группой исследования, Гр-2 – контрольной, а по времени набора материала ретроспективно-проспективной.

Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеру деформации представлена в таблице 6.1.

В основной группе наблюдения 28 (46,7%) пациентов были мужского пола и 32 (53,3%) пациентов – женского пола, средний возраст пациентов составил 3 года 6 месяцев. В контрольной группе наблюдения 27 (45%) пациентов были мужского пола и 33 (55%) пациентов – женского пола, средний возраст пациентов – 3 года 4 месяца. В Гр-1 в 26 наблюдениях аномальный позвонок был локализован в грудном отделе позвоночника, в 34

– поясничный отдел. Средняя величина локального сколиотического компонента ВДП составила 38° по Cobb, средняя величина локального кифотического компонента ВДП - 24° по Cobb. В Гр-2 в 31 наблюдениях аномальный позвонок был локализован в грудном отделе позвоночника, в 29 – поясничный отдел. Средняя величина локального сколиотического компонента ВДП составила 36° по Cobb, средняя величина локального кифотического компонента ВДП - 22° по Cobb. Группы были сравнимы по возрасту и характеристикам деформаций.

Таблица 6.1. Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеристике деформации, М (min-max)

Характеристика групп	Группа 1	Группа 2
Н наблюдений	60	60
Возраст	3г. 6м. (2г. 1м. – 6л. 5м.)	3г. 4м. (2г. 3м. – 6л. 11м.)
Пол (мальчики/девочки)	28/32	27/33
Локализация аномального позвонка (Th/L)	26/34	31/29
Локальный сколиотический компонент, градусы по Cobb	38 (18-62)	36 (20-53)
Локальный кифотический компонент, градусы по Cobb	24 (8-54)	22 (6-48)

В ходе хирургической коррекции врожденной деформации позвоночника у пациентов основной (Гр-1) и контрольной групп (Гр-2) в зависимости от локализации аномального позвонка экстирпацию/резекцию последнего выполняли только из дорсального или комбинированного (торакотомического, торакофренолюмботомического, люмботомического в сочетании с дорсальным) доступов, применяемых в отделении патологии

позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» (табл. 6.2).

Таблица 6.2 Распределение пациентов по характеру и объему выполненных операций в основной и контрольной группах (n=120)

Объем операций		Группа 1 n=60		Группа 2 n=60	
		абс.	%	абс.	%
Дорсальный доступ		15	25	18	30
Комбинированный доступ (переднебоковой, дорсальный)	Торактомический	11	18,3	10	16,7
	Торакофренолюмботомический	18	30	19	31,7
	Люмботомический	14	26,7	13	21,6
Всего		60	100	60	100

Таким образом, на основании исходных данных (по полу, возрасту, локализации аномального позвонка и величине врожденной деформации), вариантах хирургической коррекции ВДП в основной и контрольной группах достоверных различий выявлено не было.

6.2. Особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями позвоночника при изолированных пороках развития позвонков

Проведение хирургического лечения детей, вошедших в Гр-1 исследования, осуществляли с использованием ШН и спинальных имплантов, описанных в главе 5.

На этапе отработки оптимального дизайна шаблона-направителя (ШН) с целью корректной установки транспедикулярных винтов (ТВ) детям

дошкольного возраста с врожденным сколиозом нами было апробировано три основных варианта: 1 – моносегментарный ШН с ограниченной площадью контакта, 2 – моносегментарный ШН с площадью контакта, включающей в себя грани остистого отростка, дугу и поперечные отростки позвонка, 3 – полисегментарный ШН, захватывающий в площадь контакта два позвонка и более (рис. 6.1).

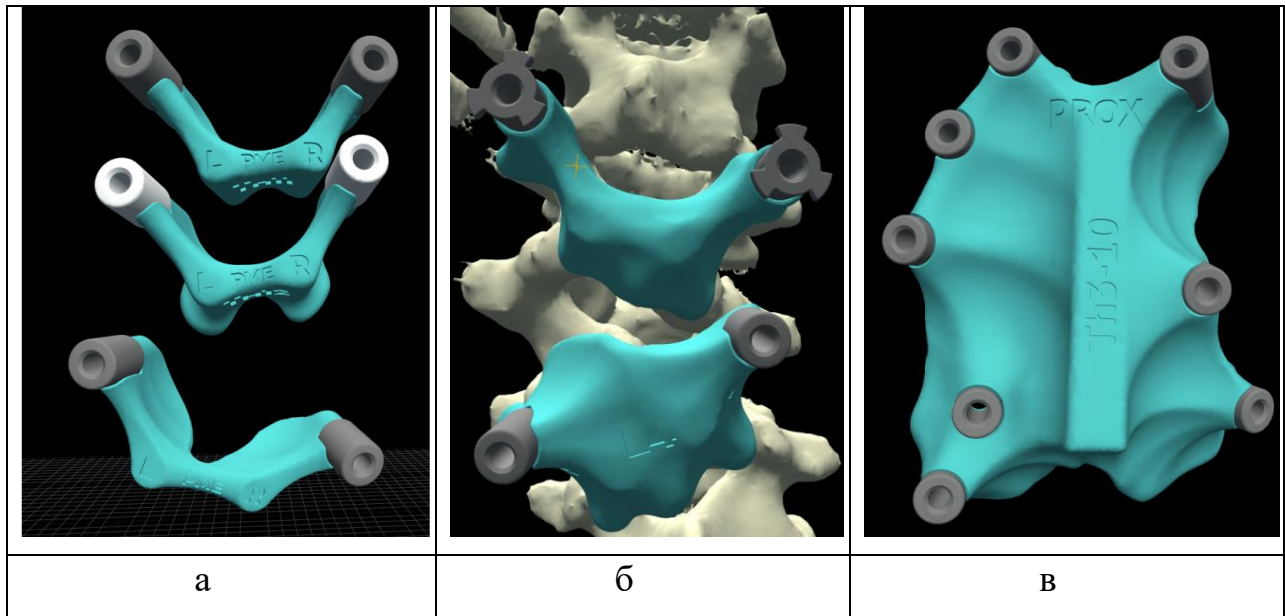


Рис. 6.1. Варианты дизайна ШН: а - моносегментарный с ограниченной площадью контакта (1 вариант), б – моносегментарный с площадью контакта, включающей в себя грани остистого отростка, дугу и поперечные отростки позвонка (2 вариант), в – полисегментарный, включающий в площадь контакта два позвонка и более (3 вариант)

Необходимо отметить, что все варианты ШН перед хирургическим вмешательством тестировались на пластиковых 3D-прототипах позвоночника пациентов с врожденным сколиозом для оценки качества «сцепления» ШН с дорсальной поверхностью пластиковой модели. Однако, даже при условии их хорошего «сцепления» на пластиковой модели позвоночника, в ходе оперативного вмешательства у ряда пациентов с некоторыми типами ШН имело место смещение последнего, приводящее к отклонению запланированной траектории ТВ. В таких случаях для имплантации ТВ использовали стандартный метод «свободной руки».

Так, полисегментарный ШН ввиду своей массивности требовал проведения достаточно широко скелетирования задних костных структур позвоночника в зоне имплантации винтов и при наложении данного вида шаблона на костные структуры позвоночного столба их полностью перекрывал, что приводило к потере визуального контроля точки введения винта в процессе формирования костного канала. Моносегментарный ШН с ограниченной площадью контакта с задними костными структурами позволял осуществлять визуализацию и контроль локализации зоны введения винта по отношению к анатомическим структурам дорсальной поверхности позвонка, однако не обеспечивал достаточно плотного контакта и надежности «сцепления» с позвонком, что могло привести к его смещению в процессе формирования костного канала дрелью, и как следствие, к отклонению траектории ТВ. Наиболее надежным и удобным в ходе хирургического вмешательства показал себя 2 вариант моносегментарного ШН (табл. 6.3).

Таблица 6.3. Оценка надежности «сцепления» ШН в зависимости от его дизайна

Дизайн ШН	Количество ШН	«Сцепление» ШН на пластиковой модели позвоночника		«Сцепление» ШН в ходе операции		Критерий Фишера
		У	Н	У	Н	
1 вариант	10	10	0	5	5	F=0,021 (1 и 2 вариант ШН)
2 вариант	10	10	0	10*	0	-
3 вариант	5	5	0	2	3	F=0,033 (2 и 3 вариант ШН)

Примечание: У – удовлетворительное «сцепление» ШН, Н- неудовлетворительное «сцепление», * - статистически достоверная разница.

Этап интраоперационной работы с шаблонами-направителями

В ходе хирургического вмешательства выполняли скелетирование дорсальных костных структур позвоночника в зоне предполагаемой имплантации металлоконструкции. Затем ШН устанавливали на дорсальную поверхность позвонка, сверлом формировали в заданном направлении каналы, проходящие через корень дуги в тело позвонка. Особенности при формировании каналов для ТВ с использованием навигационных шаблонов были следующими.

С целью исключения повреждения сверлом пластика в ШН устанавливали специально смоделированные для этого металлические втулки, тем самым исключали образование стружки и риск инфицирования интраоперационной раны (рис. 6.2).



Рис. 6.2. Металлическая втулка для ШН: а – 3D-модель втулки, б – ШН с металлическими втулками, установленный на дорсальную поверхность позвонка

Глубину формируемого канала в теле позвонка для установки ТВ предварительно определяли на основании данных предоперационного планирования типоразмеров транспедикулярных опорных элементов в ППМХОП, что являлось очередной особенностью. Глубину канала формировали за счет ограничения рабочей длины сверла при помощи полоски клейкой ленты на дрели, которой осуществляли создание костного

канала для ТВ в теле позвонка. Длину рабочей части сверла (от кончика сверла до контактной поверхности ШН) определяли как 70-80% от длины резьбовой части имплантируемого в костный канал ТВ, что являлось очередной методологической особенностью.

При установке ШН на костные структуры позвонка, поэтапно определяли надежность фиксации с подлежащими контактными структурами путем создания попыток смещения ШН краниально-каудально и влево-вправо относительно линии остистых отростков. Критерием надежного «сцепления» ШН с позвонком являлось наличие качательных движений туловища пациента при смещении ШН и отсутствие ощущения «проскальзывания» между ШН и контактными дорсальными костными структурами инструментируемого позвонка. После верификации надежности «сцепления» ШН с дорсальными структурами позвонка при помощи электродрели с размеченным сверлом проводили формирование костных каналов для ТВ. При этом, до осуществления контакта сверла с кортикалом позвонка, нажимали на гашетку дрели для набора полных оборотов. Данная методологическая особенность, разработанная нами в ходе исследования, позволяла не использовать дополнительных ШН, предназначенных для накернивания поверхности кортикального слоя позвонка в зоне вхождения сверла. После прохождения сверлом кортикала позвонка в предполагаемой зоне установки ТВ дальнейшее формирование канала проводили поэтапно, проходя приблизительно по 5 мм по ходу винтового пути, контролируя при этом положение сверла мануально при выключенной дрели, надавливая кончиком сверла на костную ткань позвонка. Такой методологический подход позволял профилактировать повреждение кортикала вентральной поверхности тела позвонка сверлом и избежать потенциального повреждения прилегающих к позвоночнику жизненно важных вентральных структур (магистральные сосуды, пищевод, трахея).

Затем осуществляли пуговчатым зондом верификацию целостности стенок сформированного костного канала в позвонке. После формирования

всех необходимых каналов на начальных этапах освоения данной технологии устанавливали в тела позвонков рентген-метки и выполняли рентген-контроль. В сформированные каналы проводили транспедикулярные опорные элементы (рис. 6.3).

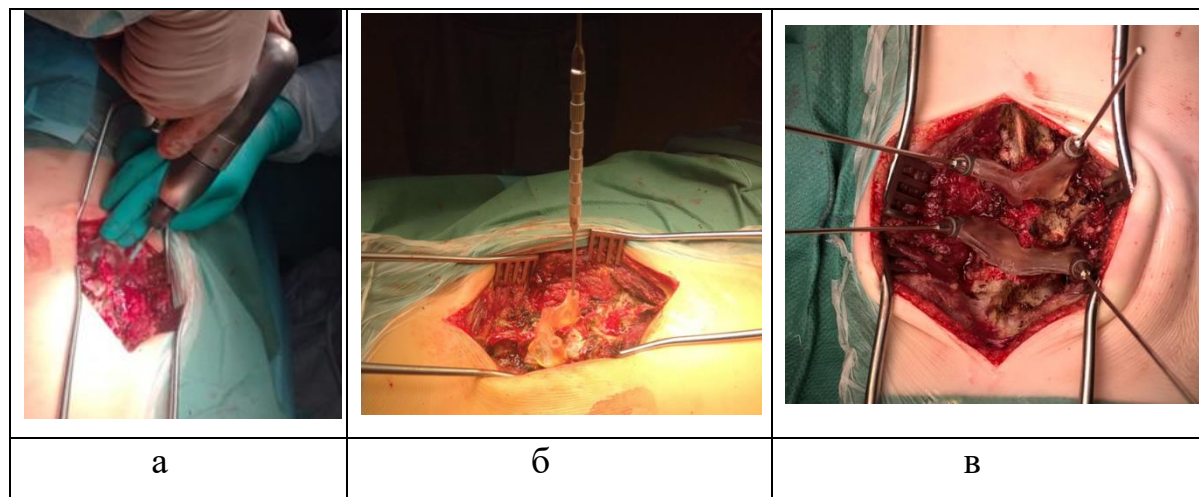


Рис. 6.3. Этапы интраоперационной работы: а - установка ШН на дорсальные костные структуры позвонка и формирование дрелью канала для ТВ, б - верификация зондом целостности стенок сформированного костного канала в позвонке, в - установка рентген-меток в тела позвонков для выполнения рентген-контроля

6.3. Результаты хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника при изолированных пороках развития с применением метода «свободной руки»

Для проведения сравнительного внутригруппового анализа, основанного на применении метода «ретроспективной реконструкции», использовали предоперационное МСКТ-исследование позвоночника 10 пациентов с ВДП, вошедших в Гр-2 (контрольную) группу исследования. В ППМХОП проводили 3D-моделирование деформированного сегмента позвоночника, определяли размеры и оптимальное положение имплантируемых ТВ в позвонки, входящие в зону инструментализации. Создание 3D-моделей ШН выполняли с учетом запланированных виртуальных винтов в заданном положении и особенностей дорсальных костных структур исследуемых

позвонков. Затем на 3D-принтере Formlabs Form 2 (SLA технология) осуществляли печать ШН для установки ТВ в позвонки (рис. 6.4).

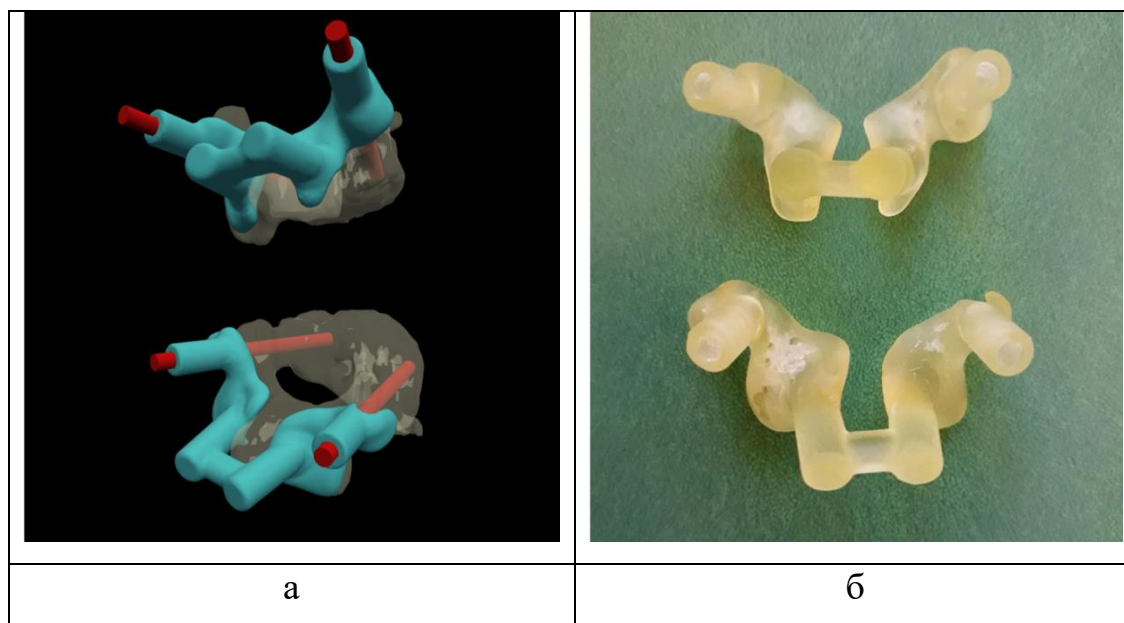


Рис. 6.4. а - планирование виртуальных винтов и ШН в ППМХОП, б - ШН для установки ТВ в пластиковые модели позвонков

Для прототипирования позвонков, входящих в зону инструментализации, использовали 3D-принтер PICASO DESINGER PRO250 (FDM печать, материал PLA). Затем ШН устанавливали на дорсальную поверхность напечатанной пластиковой модели позвонка, сверлом диаметром 2,5мм формировали в заданном направлении каналы, проходящие через корень дуги в тело позвонка. В сформированные каналы проводили стандартные транспедикулярные опорные элементы диаметром 3,5мм, после этого проводили визуальную оценку корректности положения ТВ (рис. 6.5).



Рис. 6.5. Пластиковая модель позвонка с установленными ТВ при помощи ШН

Таким образом, были сформированы две подгруппы исследования: подгруппа 1 (*in vivo*) – данные послеоперационного МСКТ-исследования позвоночника 10 пациентов, оперированных методом «свободной руки», и подгруппа 2 (*in vitro*) была сформирована из 27 пластиковых моделей позвонков, с установленными в них ТВ при помощи ШН, в данной подгруппе для оценки корректности положения ТВ также проводили МСКТ-сканирование.

Перед установкой ТВ в пластиковые модели позвонков дополнительно на основании предоперационного МСКТ-исследования проводили оценку анатомо-антропометрических особенностей позвонков грудопоясничного перехода и поясничного отдела позвоночника. Полученные анатомо-антропометрические данные позвонков грудопоясничного перехода и поясничного отдела позвоночника детей с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения формирования позвонков учитывали при планировании ШН для установки ТВ в пластиковые модели позвонков. Необходимо также отметить, что параметры позвонков поясничного отдела у детей с изолированными полупозвонками поясничной локализации, в основном, были сходны с параметрами поясничных позвонков детей младшей возрастной группой, не имевших какой-либо патологии позвоночника.

Данные проведенной оценки корректности положения ТВ, установленных при помощи метода «свободной руки» в подгруппе 1, представлены в таблице 6.4.

Таблица 6.4. Корректность положения ТВ в подгруппе 1 (in vivo)

UO	Vert.	Th10	Th11	Th12	Th13	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
1	Dex	-	-	V2	N	V3	HV	V3	-	-	-	-
	Sin	-	-	0	N	0		0	-	-	-	-
2	Dex	-	-	-	-	-	0	HV	V1	-	-	-
	Sin	-	-	-	-	-	L2, V3		0	-	-	-
3	Dex	-	-	-	-	-	0	HV	0	-	-	-
	Sin	-	-	-	-	-	0		V1	-	-	-
4	Dex	-	-	0	V2	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	-	V1	V1		0	-	-	-	-	-
5	Dex	-	-	0	N	0	HV	0	-	-	-	-
	Sin	-	-	V2	N	NS		NS	-	-	-	-
6	Dex	-	-	-	-	-	-	-	-	V3	HV	V3
	Sin	-	-	-	-	-	-	-	-	I2		0
7	Dex	-	-	-	0	0	HV	M1	-	-	-	-
	Sin	-	-	-	V2	V1		0	-	-	-	-
8	Dex	0	0	HV	0	-	-	-	-	-	-	-
	Sin	V1	L1, V1		V1	-	-	-	-	-	-	-
9	Dex	-	-	0	0	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	-	0	0		0	-	-	-	-	-
10	Dex	-	L1	L1	N	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	L1	L1, V2	N		0	-	-	-	-	-
TScrew		2	4	10	8	5	10	5	4	2	0	2
Mal		1	3	5	5	2	1	2	2	2	0	1

Примечание: UO – наблюдение; Vert. – позвонок; Dex – винты, установленные справа, Sin – винты, установленные слева; TScrew – общее количество винтов, установленных в позвонок; Mal – некорректно установленные винты в позвонок; HV – полупозвонок; N – позвонок под указанным порядковым номером отсутствует; “-“ - позвонки, не включенные в зону инструментального спондилодеза; NS – винты в зоне инструментального спондилодеза не устанавливали. S–верхняя, L – латеральная, I – нижняя и M – медиальная стенки корня дуги, V–тело позвонка (0, 1, 2, 3 – мальпозиция винта по степени смещения)

Общее количество транспедикулярных опорных элементов, установленных в подгруппе 1, составило 52. Корректное положение винтов относительно костных структур инструментированных позвонков в целом отмечено в 53,8% наблюдений (28 винтов), не корректное положение винтов при проведении анализа данных послеоперационного МСКТ позвоночника выявлено в 46,2% наблюдений, что составило 24 транспедикулярных опорных элемента. Количество винтов со степенью смещения Grade I составило – 25% (13 винтов), в 11,6% наблюдений (6 винтов) положение опорных элементов было определено как Grade II, Grade III – 9,6% случаев (5 винтов). По виду смещения преобладали смещения типа V – 69,2% (18 наблюдений), смещение тип L составило 23,1% (6 наблюдений), в 3,85% (по одному наблюдению) отмечены смещения тип I и M. Количество винтов со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило 78,8% (41 винт) (рис. 6.6).

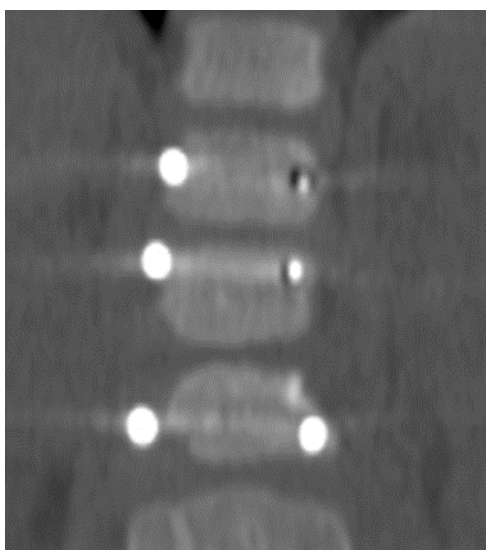


Рис. 6.6. МСКТ позвоночника пациента с врожденным кифосколиозом после экстирпации заднебокового полупозвонка L2 и ТПФ. Мальпозиция ТВ: позвонок Th12 - V2 (тело позвонка, Grade2), позвонок L1 и L3 - V3 (тело позвонка, Grade3)

Данные проведенной оценки корректности положения ТВ, установленных при помощи ШН в подгруппе 2 представлены, в таблице 6.5.

Таблица 6.5. Корректность положения ТВ в подгруппе 2 (in vitro)

UO	Vert.	Th10	Th11	Th12	Th13	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
1	Dex	-	-	0	N	0	HV	0	-	-	-	-
	Sin	-	-	V2	N	0		0	-	-	-	-
2	Dex	-	-	-	-	-	0	HV	0	-	-	-
	Sin	-	-	-	-	-	0		0	-	-	-
3	Dex	-	-	-	-	-	0	HV	0	-	-	-
	Sin	-	-	-	-	-	0		0	-	-	-
4	Dex	-	-	0	0	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	-	0	0		0	-	-	-	-	-
5	Dex	-	-	0	N	0	HV	0	-	-	-	-
	Sin	-	-	0	N	0**		0**	-	-	-	-
6	Dex	-	-	-	-	-	-	-	-	0	HV	0
	Sin	-	-	-	-	-	-	-	0	0		
7	Dex	-	-	-	0	0	HV	0	-	-	-	-
	Sin	-	-	-	V2	0		0	-	-	-	-
8	Dex	0	0	HV	0	-	-	-	-	-	-	-
	Sin	0	L1		0	-	-	-	-	-	-	-
9	Dex	-	-	0	0	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	-	0	0		0	-	-	-	-	-
10	Dex	-	0	0	N	HV	0	-	-	-	-	-
	Sin	-	0	0	N		0	-	-	-	-	-
TScr		2	4	10	8	6**	10	6**	4	2	0	2
Mal		0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0

Примечание: UO – наблюдение; Vert. – позвонок; Dex – винты, установленные справа, Sin – винты, установленные слева; Tscrow – общее количество винтов, установленных в позвонок; Mal – некорректно установленные винты в позвонок; HV – полупозвонок; N – позвонок под указанным порядковым номером отсутствует; “-“ - позвонки, не включенные в зону инструментального спондилодеза; ** – винты, дополнительно установленные в подгруппе 2. S–верхняя, L – латеральная, I – нижняя и M – медиальная стенки корня дуги, V–тело позвонка (0, 1, 2, 3 – мальпозиция винта по степени смещения)

Общее количество ТВ, установленных в подгруппе 2, было большим по сравнению с подгруппой 1, и составило 54 ед. Корректное положение винтов относительно структур пластиковых моделей позвонков в целом отмечено в 94,4% наблюдений (51 винт), не корректное положение винтов при проведении анализа данных МСКТ-сканирования пластиковых моделей позвонков выявлено в 5,6% наблюдений, что составило 3 винта. По степени смещения из 3 установленных винтов 2 (3,7%) были оценены как Grade II, 1 винт (1,9%) - как Grade I. По виду смещения в одном наблюдении отмечен тип L, в двух – тип V. Количество винтов со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило 96,3% (52 винта) (рис. 6.7, рис. 6.8).

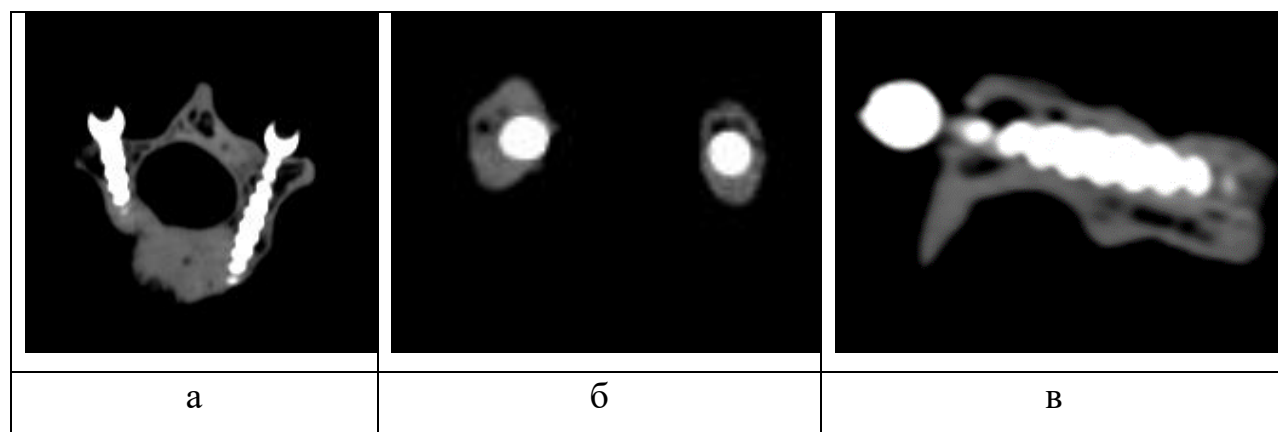


Рис. 6.7. МСКТ срезы пластиковой модели позвонка с установленными ТВ при помощи ШН (положение винтов полностью корректное): а – аксиальная плоскость, б - коронарная плоскость, в – сагиттальная плоскость

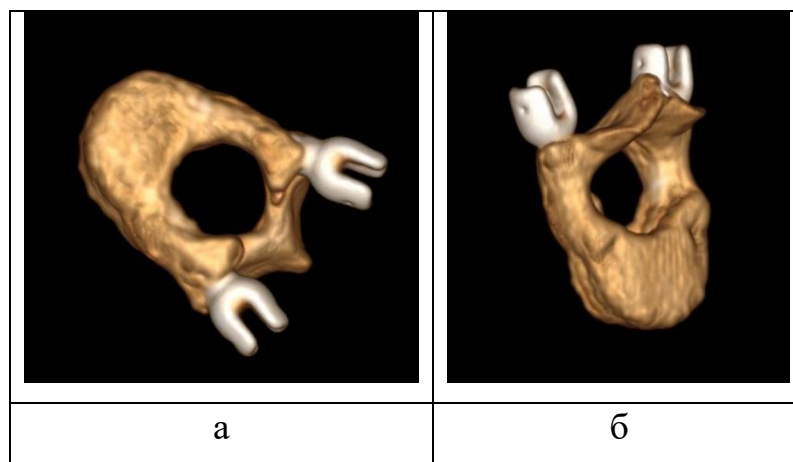


Рис. 6.8. 3D-КТ пластиковой модели позвонка с установленными ТВ при помощи ШН: а – вид сверху, б – вид снизу

На основании проведенного сравнительного анализа показано, что количество корректно установленных ТВ в пластиковые модели позвонков детей с врожденными деформациями груднопоясничного и поясничного отделов позвоночника при помощи ШН достоверно выше количества корректно установленных винтов методом «свободной руки» (96,3% versus 78,8%, $p=0,011$).

6.4. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с ВДП с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки»

При анализе достигнутой величины коррекции ВДП у пациентов Гр-1 и Гр-2 статистически достоверных различий получено не было. Однако, имелись различия по протяженности фиксации металлоконструкцией и количеству повторных вмешательств, обусловленных дестабилизацией транспедикулярных систем в раннем послеоперационном периоде у пациентов в Гр-2 (табл. 6.6).

Таблица 6.6. Статистические данные сравнительного анализа величины коррекции ВДП и протяженности фиксации в Гр-1 и Гр-2, М (min-max)

Показатели	Группа 1	Группа 2
Локальный сколиотический компонент до операции, градусы по Cobb	38 (18-62)	36 (20-53)
Локальный кифотический компонент до операции, градусы по Cobb	24 (8-54)	22 (6-48)
Локальный сколиотический компонент после операции, градусы по Cobb / величина коррекции в %	4 (0-6) / 98 (95-100)	6 (0-8) / 95 (94-100)

Продолжение таблицы 6.6.

Показатели	Группа 1	Группа 2
Локальный кифотический компонент после операции, градусы по Cobb / величина коррекции в %	4 (0-6) / 95 (94-100)	7 (0-9) / 93 (92-100)
Протяженность фиксации спинальной системой (N сегментов / N позвонков)	1,3 (1-2) / 2,3 (2-3)	2,2 (1-4) / 3,4 (2-5)*
Количество ревизионных вмешательств в раннем послеоперационном периоде	0	6*

Примечание: * - статистически значимое ($p < 0,05$) межгрупповое различие между показателями

Сравнительный анализ хронометрических показателей этапов установки транспедикулярных винтов в ходе операции

Проведен сравнительный анализ между Гр-1 и Гр-2 хронометрических показателей в ходе выполнения хирургического вмешательства. В ходе исследования оценивали следующие показатели: время, затраченное на формирование костных каналов в телах позвонков для ТВ; время, затраченное на установку транспедикулярных опорных элементов в позвонки; суммарное время, затраченное на формирование канала и установку ТВ, а также время, затраченное на проведение рентгенологического контроля (табл. 6.7).

Для анализируемых хронометрических показателей интраоперационных этапов установки опорных элементов металлоконструкции получены статистически достоверные межгрупповые различия ($p < 0,05$). Так, время, затрачиваемое на формирование костного канала для транспедикулярного опорного элемента, для Гр-1 и Гр-2 в среднем составило 7 секунд и 69 секунд, соответственно.

Таблица 6.7. Статистические данные сравнительного анализа временных показателей интраоперационного этапа в Гр-1 и Гр-2, М (min-max)

Затраченное время, в сек.	Группа 1	Группа 2	p
Формирование канала для ТВ	7 (4-13)	69 (12-261)	<0,05
Установка ТВ	24 (13-70)	44 (16-150)	<0,05
Время формирования канала+установка ТВ	31 (18-78)	112 (29-362)	<0,05
Рентгенография	87 (68-95)	466 (388-540)	<0,05

Время, затраченное на установку ТВ в позвонки, для Гр-1 и Гр-2 в среднем составило 24 секунды и 44 секунд, соответственно. Суммарное время, затраченное на формирование канала и установку ТВ, для Гр-1 и Гр-2 в среднем составило 31 секунду и 112 секунд, соответственно. Время, затраченное на проведение интраоперационного рентгенконтроля, для Гр-1 и Гр-2 в среднем составило 87 секунд и 466 секунд, соответственно ($p < 0,05$).

Показатели интраоперационной лучевой нагрузки

При проведении анализа показателей интраоперационной лучевой нагрузки установлено, что выполнение рентген-контроля с целью верификации полупозвонка в Гр-1 осуществляли только при комбинированном доступе. Для верификации направления сформированных каналов для ТВ в Гр-2 выполняли от 2 до 5 рентгенограмм, в Гр-1 на данном этапе потребность в рентгенконтроле была значимо ниже ($M=0,05$). Рентгенконтроль после установки металлоконструкции в Гр-2 всегда выполняли в двух проекциях ($M=2,3$). В Гр-1, как правило, проводили рентгенографию только в прямой проекции ($M=1,2$), так как устанавливали транспедикулярные опорные элементы запланированного размера, что обеспечивало их корректное положение по отношению к вентральной

поверхности тел позвонков. Общее количество рентгенограмм для Гр-1, в среднем, составило 1,75, в Гр-2 – 5,4 снимка (табл. 6.8).

Таблица 6.8. Данные сравнительного анализа показателей интраоперационной лучевой нагрузки в Гр-1 и Гр-2, М (min-max)

Интраоперационный рентген-контроль	Гр-1	Гр-2	p
Рентген-метка (верификация полупозвонка)	0,5 (0-1)	1 (1-1)	<0,05
Рентген-метки (верификация направления сформированных каналов для ТВ)	0,05 (0-1)	2,3 (2-5)	<0,05
Рентген-контроль после установки спинальной системы	1,2 (1-2)	2,1 (2-4)	<0,05
Общее количество рентгенограмм	1,75 (1-2)	5,4 (5-10)	<0,05
Лучевая нагрузка, mZv	0,18	0,54	<0,05

Таким образом, для анализируемых показателей интраоперационной лучевой нагрузки получены статистически достоверные межгрупповые различия: Гр-1 – 0,18 mZv, Гр-2 – 0,54 mZv ($p < 0,05$).

Корректность положения транспедикулярных опорных элементов

Общее количество транспедикулярных опорных элементов, установленных в Гр-1, составило 280 единиц. Для установки ТВ напечатано 140 моноsegmentарных ШН с расширенной зоной контакта (2 вариант). В ходе хирургических вмешательств успешно использованы все 140 единиц. Таким образом, соответствие между предполагаемой компоновкой транспедикулярной металлоконструкции и осуществленной составило 100%. Общее количество имплантированных ТВ в Гр-2 составило 250, что было достоверно меньше ($p < 0,05$) в сравнении с Гр-1 (табл. 6.9).

Таблица 6.9. Данные сравнительного анализа корректности положения ТВ в Гр-1 и Гр-2

Корректность	Группа 1	Группа 2	p
ШН	140	-	-
Имплантированные ТВ	280	250	<0,05
Grade 0	93,7% (262 ТВ)	53,8% (135 ТВ)	<0,05
Grade I	4,2% (12 ТВ)	25% (62 ТВ)	<0,05
Grade II	2,1% (6 ТВ)	11,6% (29 ТВ)	<0,05
Grade III	0% (0 ТВ)	9,6% (24 ТВ)	<0,05
Grade 0 + Grade I	97,9% (274 ТВ)	78,8% (197 ТВ)	<0,05

Полностью корректное положение винтов (Grade 0) относительно костных структур инструментированных позвонков в Гр-1 в целом отмечено в 93,7% наблюдений (262 ТВ). Некорректное положение винтов при проведении анализа данных послеоперационного МСКТ позвоночника выявлено в 6,3% наблюдений, что составило 18 транспедикулярных опорных элементов. Количество винтов со степенью смещения Grade I составило 12 единиц (4,2% наблюдений), в 2,1% наблюдений (6 ТВ) положение опорных элементов было определено как Grade II, ТВ со степенью Grade III в Гр-1 не отмечено. Количество ТВ со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило в Гр-1 274 единицы (97,9%).

В Гр-2 из 250 установленных ТВ полностью корректное положение (Grade 0) отмечено в 53,8% наблюдений (135 ТВ). Количество винтов со степенью смещения Grade I составило 62 (25% наблюдений), в 11,6%

наблюдений (29 ТВ) положение опорных элементов было определено как Grade II, в 9,6% наблюдений (24 ТВ) степень мальпозиции ТВ отмечена как Grade III. Количество ТВ со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило в Гр-2 197 единиц (78,8%), что достоверно меньше по отношению к количеству корректно установленных ТВ в Гр-1 ($p < 0,05$).

Распределение по видам мальпозиции транспедикулярных винтов

По виду мальпозиции из 18 ТВ в Гр-1 преобладали смещения типа L – 55,6% наблюдений (10 ТВ), смещение тип V составило 22,2% наблюдений (4 ТВ), мальпозиция типа S, I и M отмечена в трех случаях, составив для каждого из них по 5,6% (по 1 ТВ). Данные виды мальпозиций ТВ представлены в таблице 6.10 и рисунке 6.9.

Таблица 6.10. Виды мальпозиций ТВ в Гр-1 и Гр-2

Вид мальпозиции ТВ	Группа 1		Группа 2	
	Количество ТВ	%	Количество ТВ	%
S	1	5,6	7	6,1
L	10	55,6	39	33,9
I	2	11,1	9	7,8
M	1	5,6	48	41,7
V	4	22,2	12	10,4
Всего	18	100,0	115	100

В Гр-2, напротив, преобладали смещения типа M, составив 41,7% наблюдений (48 ТВ), на втором месте отмечены смещения тип L - 33,9% наблюдений (39 ТВ), на третьем - смещения типа V – 10,4% (12 ТВ), тип смещения I - 7,8% (9 ТВ) и тип смещения I - 6,1% (7 ТВ).

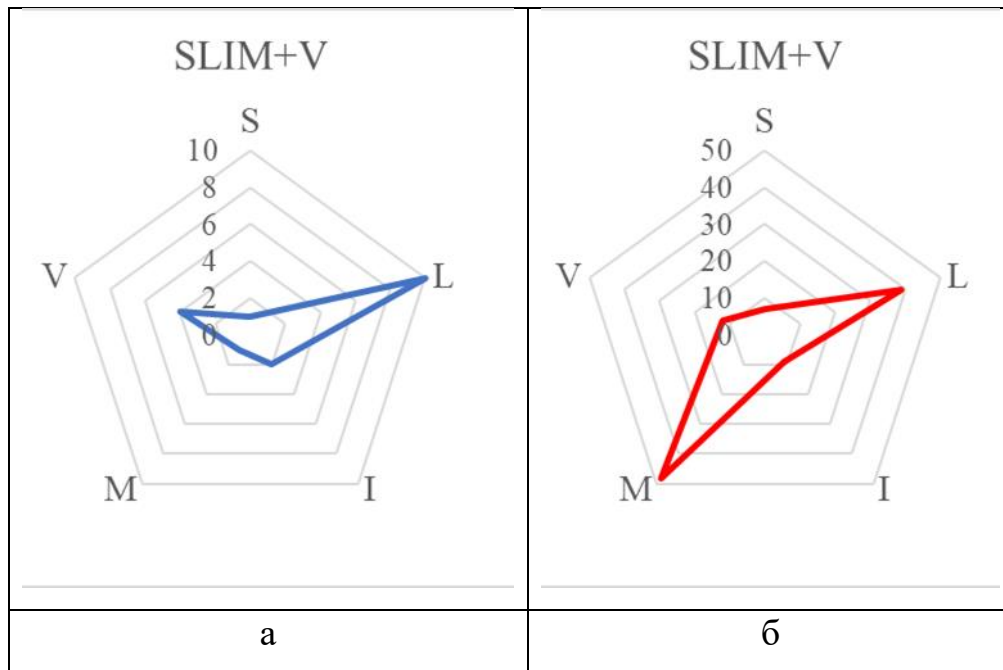


Рис. 6.9. Виды мальпозиций ТВ: а – Гр-1, б – Гр-2

Дестабилизация металлоконструкции

Дестабилизации транспедикулярной металлоконструкции у пациентов Гр-1 отмечено не было. У пациентов Гр-2 имело место 6 случаев дестабилизации транспедикулярной металлоконструкции при моносегментарной ТПФ, обусловленных проминанием ТВ костной ткани позвонка. Необходимо отметить, что во всех случаях разрушение позвонка происходило в области основания дуги с переходом на тело позвонка транспедикулярным опорным элементом, установленным с выпуклой стороны ВДП (со стороны удаленного аномального позвонка), что согласуется с данными проведенного твердотельного моделирования ТПФ. В одном случае перелом основания дуги вызван ТВ, установленным в краниальный позвонок относительно удаленного аномального позвонка, в пяти наблюдениях отмечен перелом основания дуги смежного с аномальным позвонком, расположенным каудально.

Ниже приводим клинические примеры пациентов из первой и второй групп:

Клинический пример №1 (Гр-1). Установка ТВ диаметром 4,5 мм с помощью ШН в поясничном отделе позвоночника.

Пациент Г., 3 года 3 месяца. Вес – 15 кг. Диагноз: Врожденный кифосколиоз на фоне нарушения формирования. Заднебоковой полупозвонок L3(D). (-На момент поступления) На рентгенограммах: нарушение формы и структуры поясничных позвонков за счет аномалии развития – правосторонний L3 полупозвонок на вершине деформации, комплектный, заднебоковой, блокирован с телом L4 позвонка. Величина локального правостороннего сколиотического компонента деформации на уровне L2-L4 позвонков - 42° по Cobb, величина локального кифотического компонента деформации на уровне L2-L4 позвонков - 18° по Cobb (рис. 6.10).

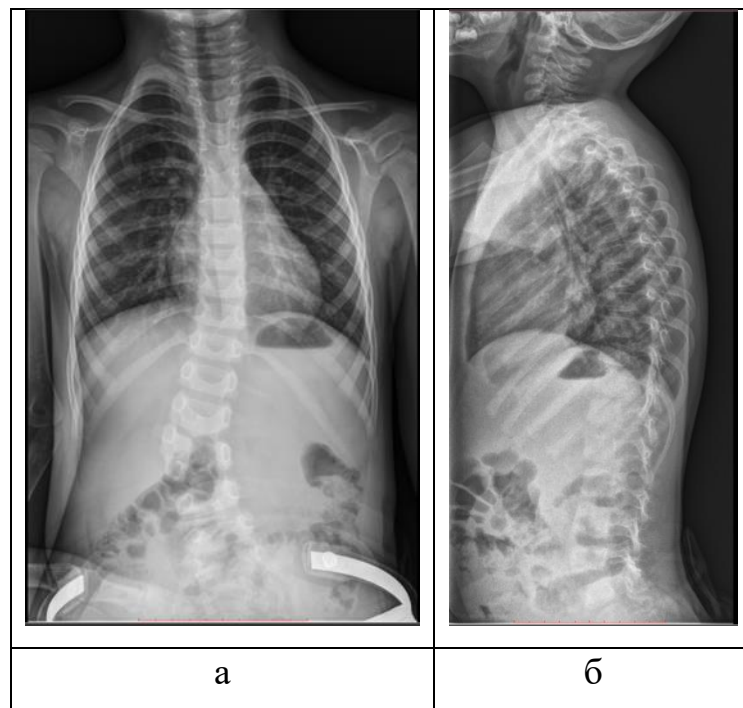


Рис. 6.10. Рентгенограммы позвоночника пациента Г., 3 года 3 месяца перед операцией: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Для дальнейшего анализа данные КТ позвоночника импортированы в ППМХОП. Согласно алгоритму применения ППМХОП, описанного в разделе 5.1, в блоке диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника выполнена сегментация КТ с воссозданием 3D-модели

позвоночника, произведена оценка зоны ВДП, подлежащей хирургическому лечению (рис. 6.11). С учетом единичного порока развития позвоночника моделирование экстирпации аномального позвонка в ППХМОП (блок 3D-планирования объема и характера вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики) не проводили.

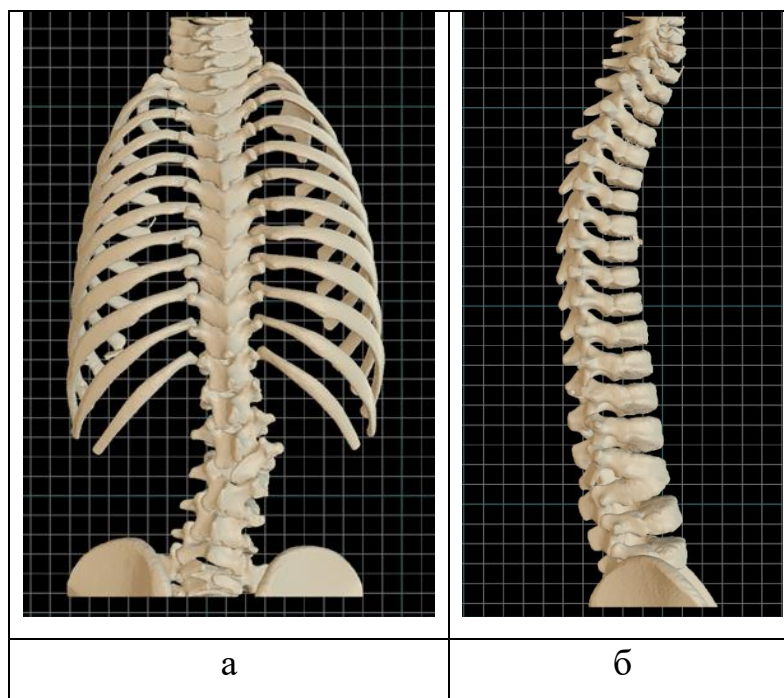


Рис. 6.11. 3D-модель позвоночника после автосегментации: а – вид сзади, б – вид сбоку справа

Затем в блоке 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и других компонентов индивидуальной металлоконструкции выполняли планирование траектории транспедикулярных опорных элементов с учетом корригирующих манипуляций («Способ ориентированной установки транспедикулярных винтов при коррекции врожденной деформации позвоночника у детей с изолированным нарушением формирования позвонка», патент РФ на изобретение №2701782) и данных твердотельного моделирования, приведенных в разделе 4.1.6. Подбор типоразмеров винтов осуществлен на

основании данных твердотельного моделирования, приведенных в разделах 4.1.3, 4.1.4 и 4.1.7 (рис. 6.12 и рис. 6.13).

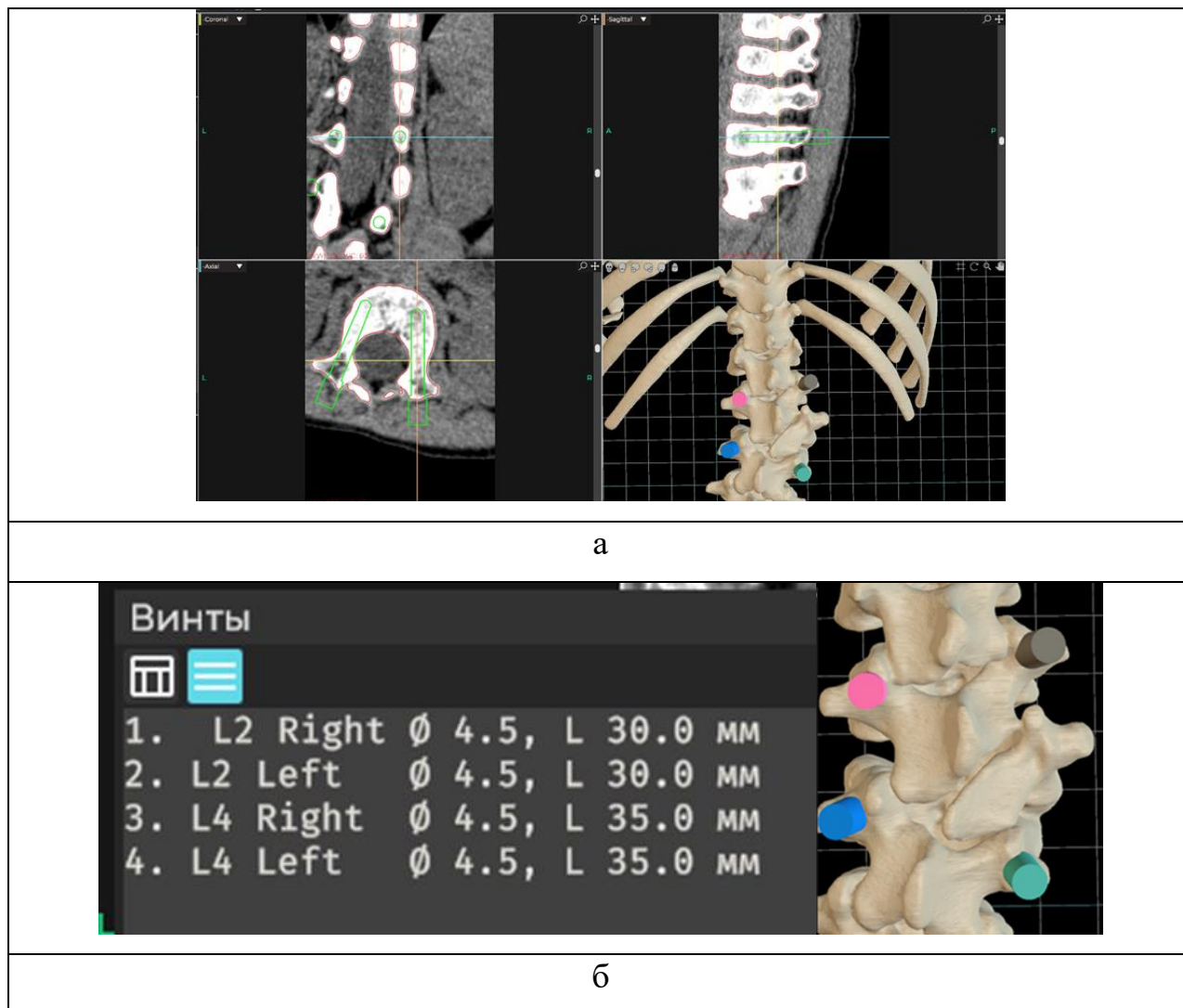


Рис. 6.12. Этап создания виртуальных ТВ: а - планирование траектории ТВ, б - подбор типоразмеров ТВ на основе данных твердотельного моделирования

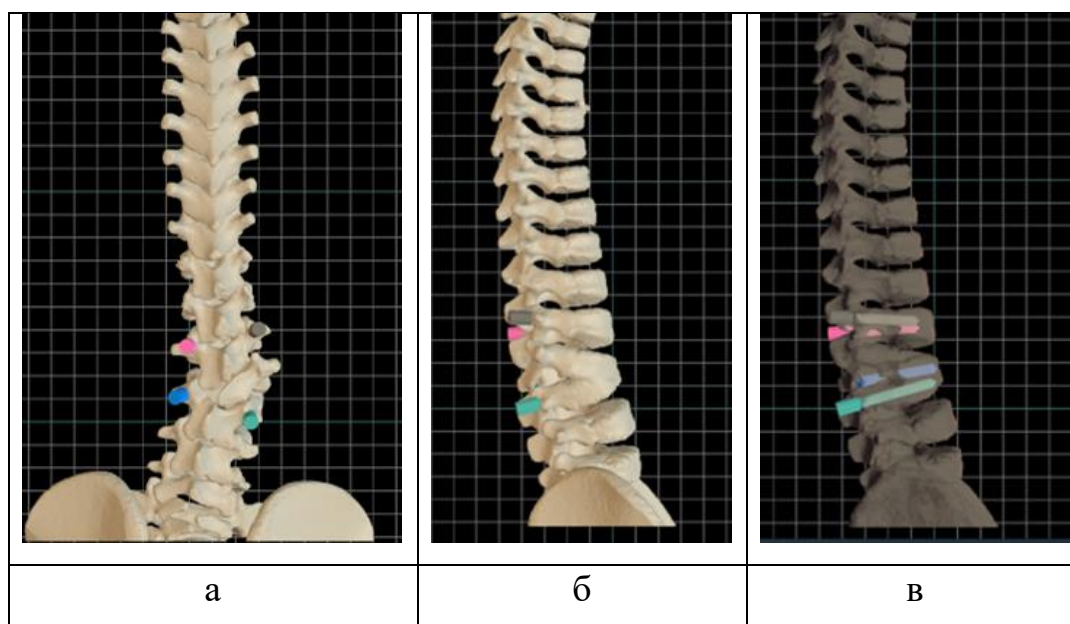


Рис. 6.13. Запланированные виртуальные винты, установленные в 3D-модель позвоночника: а – вид сзади, б – вид сбоку справа, в – вид сбоку справа (3D-модель позвоночника в «прозрачном» режиме)

Моделирование и выбор дизайна ШН выполнены с учетом данных, приведенных в разделе 6.2 (рис. 6.14).

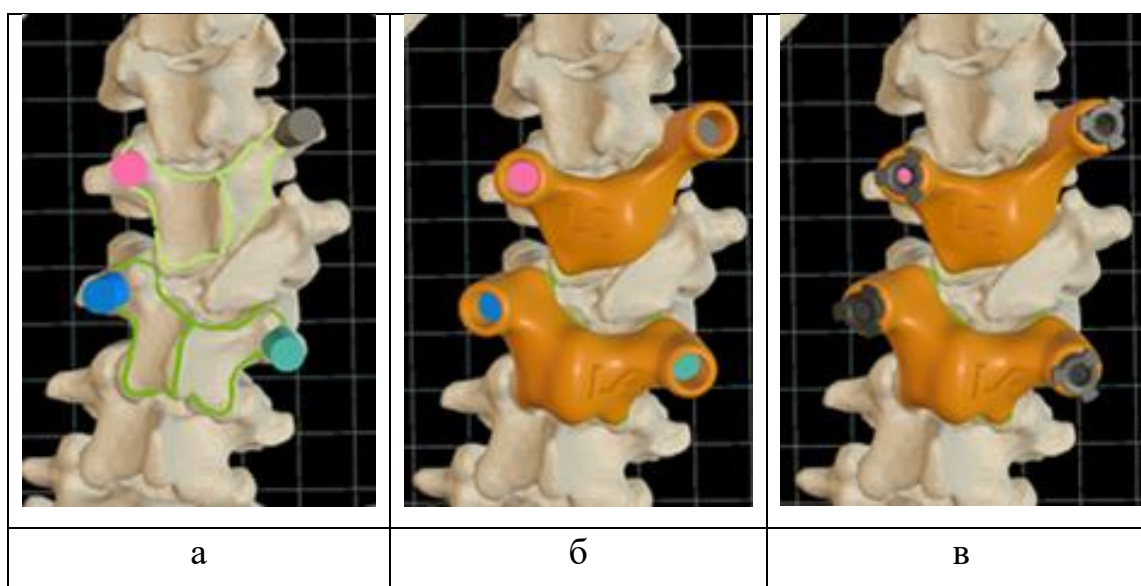


Рис. 6.14. Моделирование ШН: а – создание границ при помощи инструмента «Кисть», б – спланированные 3D-модели ШН, в – планирование положения моделей металлических втулок для сверла

Затем на основе STL-моделей выполнена печать ШН на 3D-принтере Fortus 450mc материалом ULTEM 1010 (полиэфиримид). Необходимо отметить, что весь рабочий цикл от момента импорта КТ позвоночника в ППХОМП до завершения 3D-печати ШН занял всего 1 сутки (рис. 6.15).

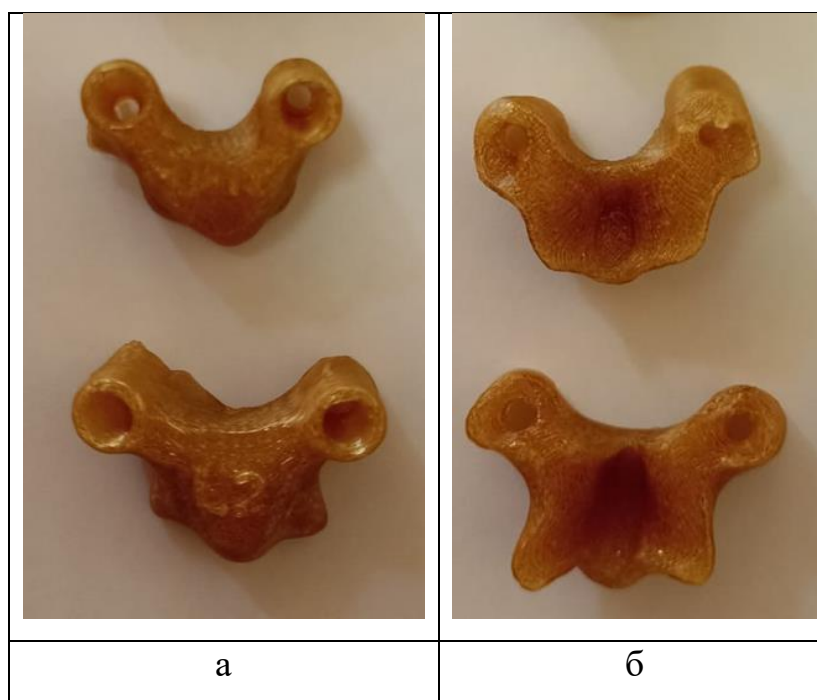


Рис. 6.15. Напечатанные ШН для установки ТВ: а – вид сзади, б – вид спереди

18.04.2022 – из комбинированного доступа выполнена: экстирпация заднебокового полупозвонка L3(D). Постановка транспедикулярной системы 3,5 с использованием ШН. Задний локальный спондилодез, передний корпородез аутокостьюю.

Выполнено удаление костных структур аномального позвонка. Затем по методике, описанной в разделе 6.2, при помощи ШН по заданным траекториям установлено 4 транспедикулярных опорных элемента запланированных типоразмеров. Время, затраченное на формирование костных каналов в позвонках и установку ТВ, приведено в таблице 6.11.

Таблица 6.11. Мониторинг времени формирования каналов и установки ТВ

Время, с	L2 позвонок		L4 позвонок	
	Слева	Справа	Слева	Справа
Формирование канала для ТВ	7	5	6	5
Установка ТВ	38	28	26	19
Формирование канала+установка ТВ	45	33	32	24
Суммарное время	134			

Таким образом, суммарное время, затраченное на формирование каналов и установку ТВ, составило 2 минуты 14 секунд. Выполнена контракция при помощи динамометрического контрактора. Усилие при завершении этапа контракции составило 12,0 кг (рис. 6.16).

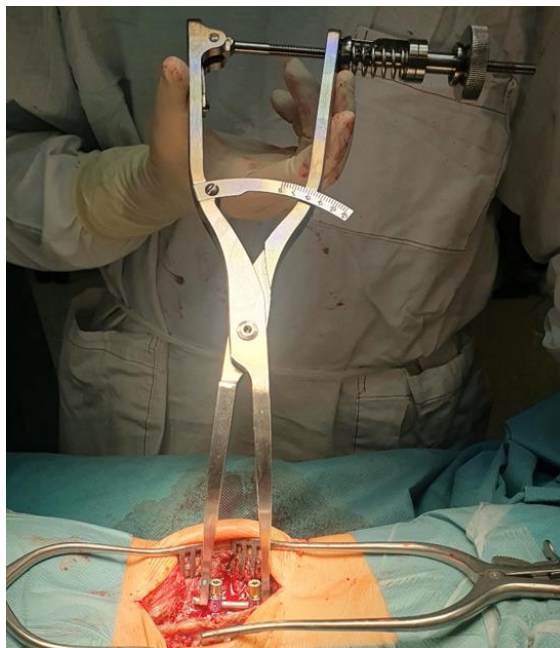


Рис. 6.16. Коррекция ВДП при помощи контрактора с динамометрическим блоком

В ходе хирургического вмешательства после установки спинальной системы и завершения коррекции деформации позвоночника выполнена всего одна контрольная рентгенограмма позвоночника в прямой проекции, ВДП откорректирована радикально (рис. 6.17, а). Интраоперационная лучевая нагрузка составила 0,1 mZv.

Пациент вертикализирован на 3-е сутки после операции, самостоятельно ходит, неврологических нарушений нет. Заживление п/операционной раны первичным натяжением. На контрольных рентгенограммах положение металлоконструкции стабильное, правильное (рис. 6.17, б.).

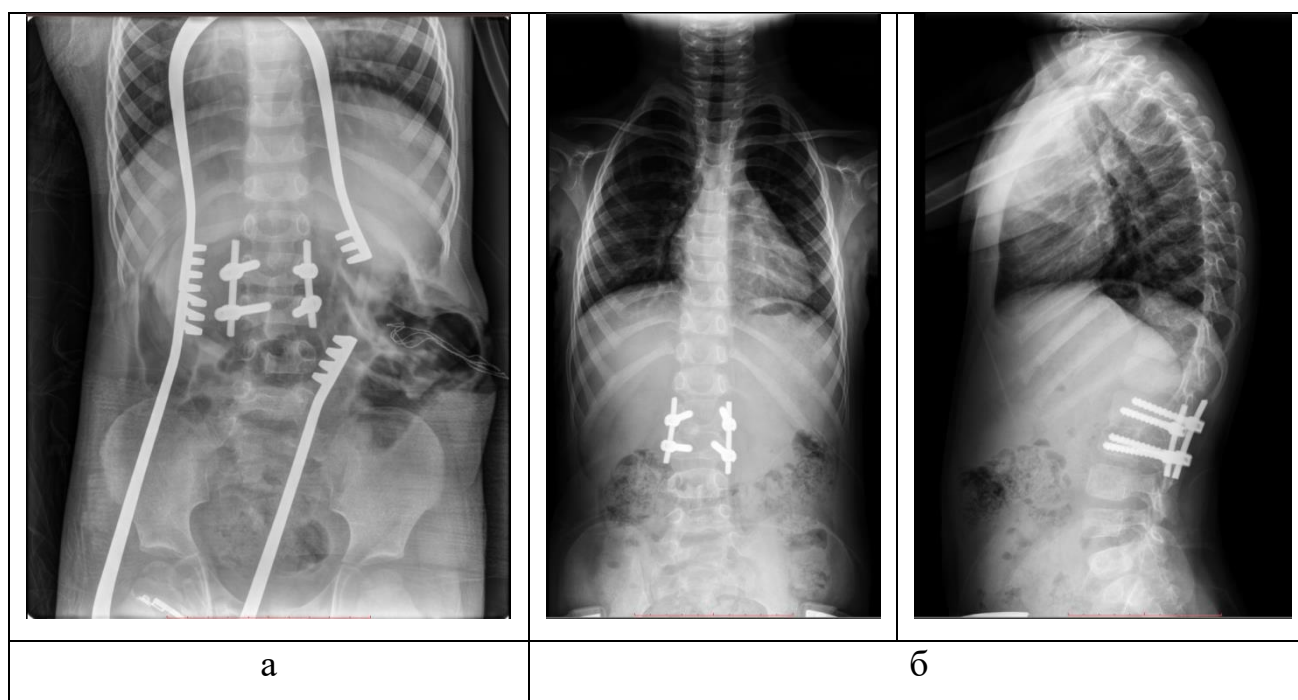


Рис. 6.17. а – интраоперационная рентгенограмма после окончательной коррекции ВДП, б - контрольные рентгенограммы позвоночника через 1 год после операции

По данным послеоперационного КТ позвоночника (рис. 6.18) отмечается полностью корректное положение транспедикулярных опорных элементов: (L2(D/S);L4(D/S): SLIM+V = Grade 0).

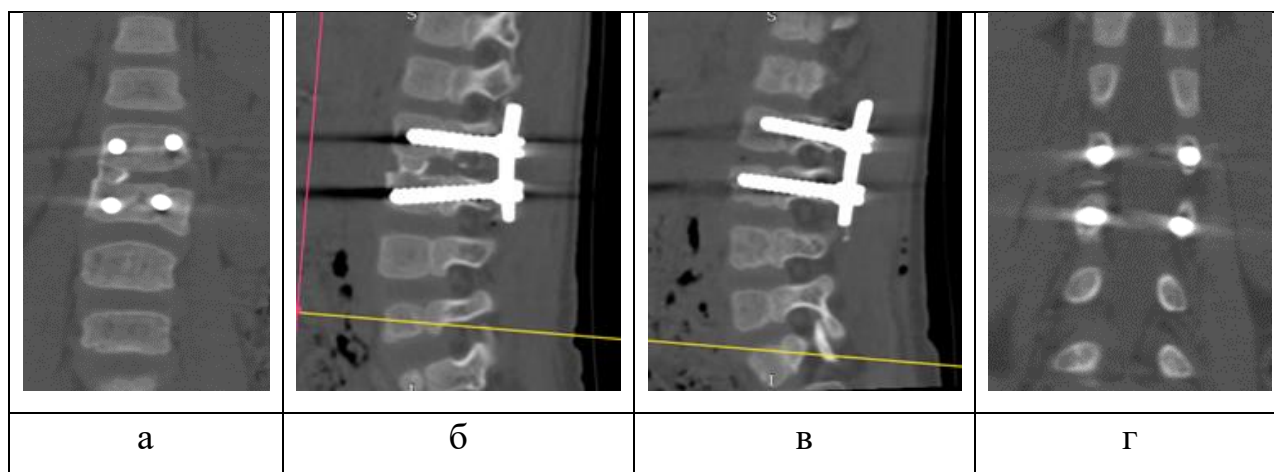


Рис. 6.18. Положение ТВ в L2 и L4 позвонках: а – тела позвонков, передний спондилодез L2-L4 аутокостью (патент РФ на изобретение № 2687655), б - справа, в - слева, г – основания дуг позвонков

Клинический пример №2 (Гр-1). Установка ТЛС с диаметром ТВ 3,0 мм с помощью ШН в поясничном отделе позвоночника.

Пациентка Л., 4 года 2 месяца. Вес – 15,5кг. Диагноз: Врожденный кифосколиоз на фоне нарушения формирования. Сверхкомплектный полусегментированный заднебоковой полупозвонок L2(D). На момент поступления на рентгенограммах: величина локального правостороннего сколиотического компонента деформации на уровне L1-L3 позвонков – 30° по Cobb, величина локального кифотического компонента деформации на уровне L1-L3 позвонков – 24° по Cobb (рис. 6.19).

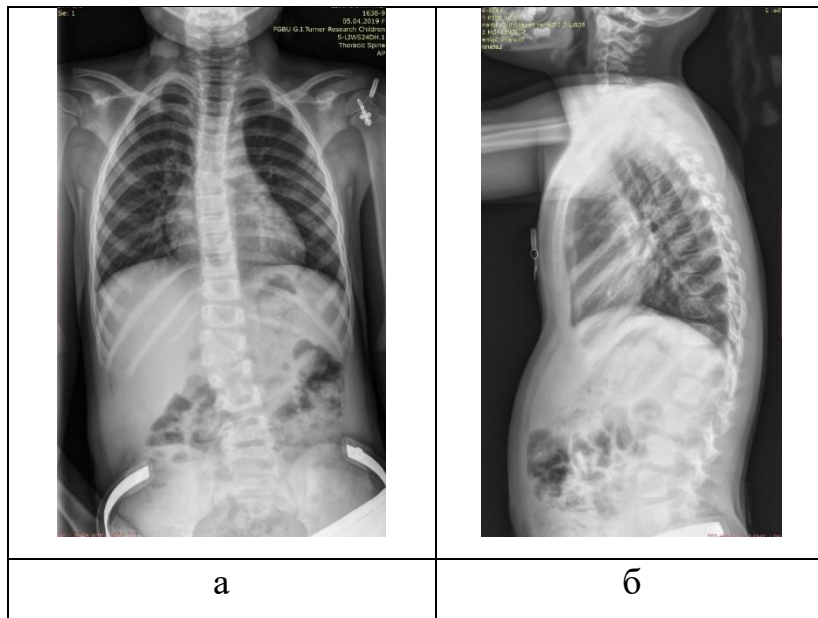


Рис. 6.19. Рентгенограммы позвоночника пациентки Л., 4 года 2 месяца перед операцией: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Для дальнейшего анализа данные КТ позвоночника импортированы в ППМХОП. Согласно алгоритму применения ППМХОП, описанного в разделе 5.1, в блоке диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника выполнена сегментация КТ с воссозданием 3D-модели позвоночника, произведена оценка зоны ВДП, подлежащей хирургическому лечению (рис. 6.20). С учетом единичного порока развития позвоночника моделирование экстирпации аномального позвонка в ППМХОП (блок 3D-планирования объема и характера вмешательств на костных структурах

позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики) не проводили.

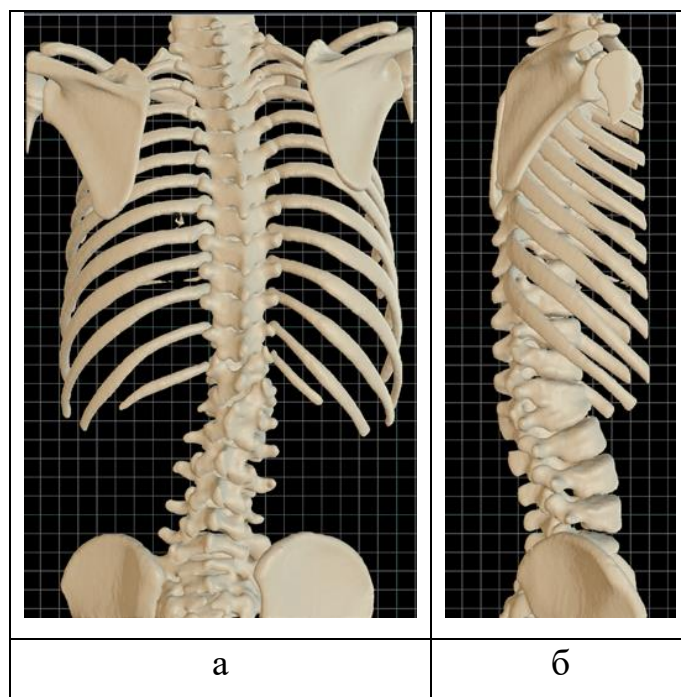


Рис. 6.20. 3D-модель позвоночника после автосегментации: а – вид сзади, б – вид сбоку справа

Затем в блоке 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и других компонентов индивидуальной металлоконструкции выполняли планирование траектории транспедикулярных опорных элементов с учетом корригирующих манипуляций («Способ ориентированной установки транспедикулярных винтов при коррекции врожденной деформации позвоночника у детей с изолированным нарушением формирования позвонка», патент РФ на изобретение №2701782) и данных твердотельного моделирования, приведенных в разделе 4.1.6. Подбор типоразмеров винтов осуществлен на основании данных твердотельного моделирования, приведенных в разделах 4.1.3, 4.1.4 и 4.1.7 (рис. 6.21).

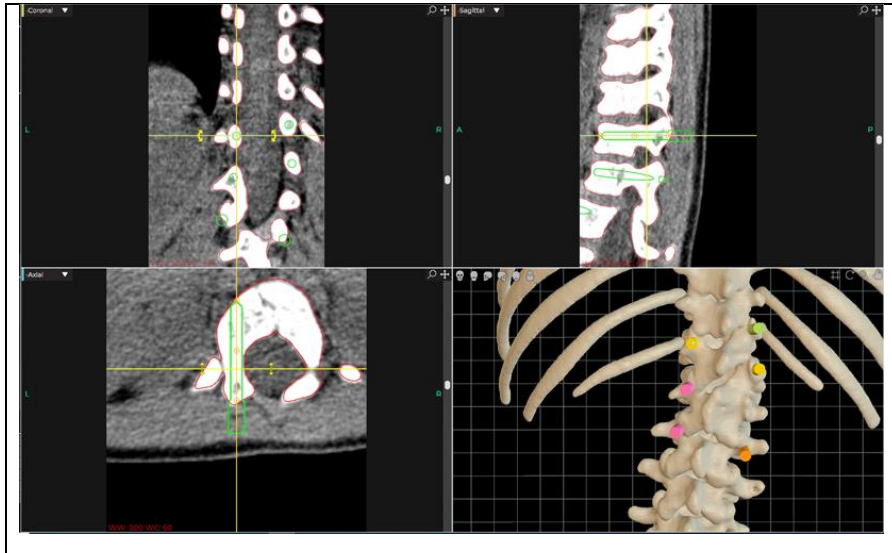


Рис. 6.21. Этап создания виртуальных ТВ (планирование траектории ТВ и подбор типоразмеров ТВ на основе данных твердотельного моделирования)

Фиксация двух позвонков, расположенных краниальнее относительно полупозвонка в данном случае выполнена с целью перекрытия зоны грудопоясничного перехода для профилактики развития проксимального контактного кифоза. Моделирование и выбор дизайна ШН выполнены с учетом данных, приведенных в разделе 6.2 (рис. 6.22).

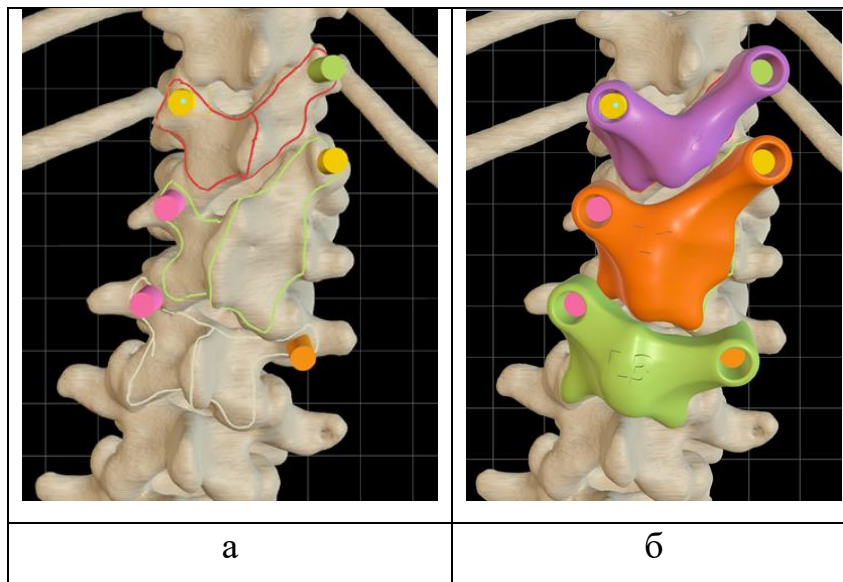


Рис. 6.22. Моделирование ШН: а – создание границ при помощи инструмента «Кисть», б – спланированные 3D-модели ШН

С учетом того, что использование ТВ с диаметром резьбовой части 3,0 мм для моносегментарной ТПФ у детей дошкольного возраста с ВДП по данным твердотельного моделирования связано с возможным разрушением костной ткани позвонка транспедикулярным опорным элементом в послеоперационном периоде при вертикализации ребенка (в данном случае риск дестабилизации ТВ, установленного в L3 позвонок справа), проведено моделирование транспедикулярно-ламинарной системы с целью профилактики дестабилизации спинальной системы (рис. 6.23).

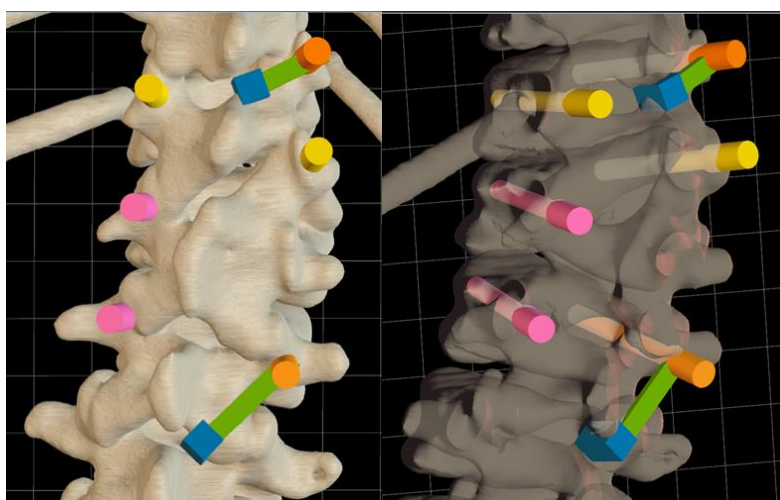


Рис. 6.23. Моделирование опорных элементов транспедикулярно-ламинарной спинальной системы с помощью геометрических примитивов ППМХОП

27.06.2023 – из дорсального доступа выполнено хирургическое вмешательство: резекция заднебокового полусегментированного полупозвонка L2(D). Коррекция и стабилизация деформации позвоночника транспедикулярно-ламинарной системой с использованием ШН. Задний локальный спондилодез, передний корпородез.

Выполнено удаление костных структур аномального позвонка. Затем по методике, описанной в разделе 6.2, при помощи ШН по заданным траекториям установлено 6 ТВ запланированных типоразмеров. Время, затраченное на формирование костных каналов в позвонках и установку ТВ, приведено в таблице 6.12.

Таблица 6.12. Мониторинг времени формирования каналов и установки ТВ

Этапы установки ТВ	Позвонок. Время, с					
	Th12		L1		L3	
	Слева	Справа	Слева	Справа	Слева	Справа
Формирование канала для ТВ	5	9	5	4	5	5
Установка ТВ	17	21	21	27	21	13
Формирование канала+установка ТВ	22	30	26	31	26	18
Суммарное время	153					

Таким образом, суммарное время, затраченное на формирование каналов и установку ТВ, составило 2 минуты и 33 секунды.

Этапы монтажа элементов транспедикулярно-ламинарной системы представлены на рис. 6.24.

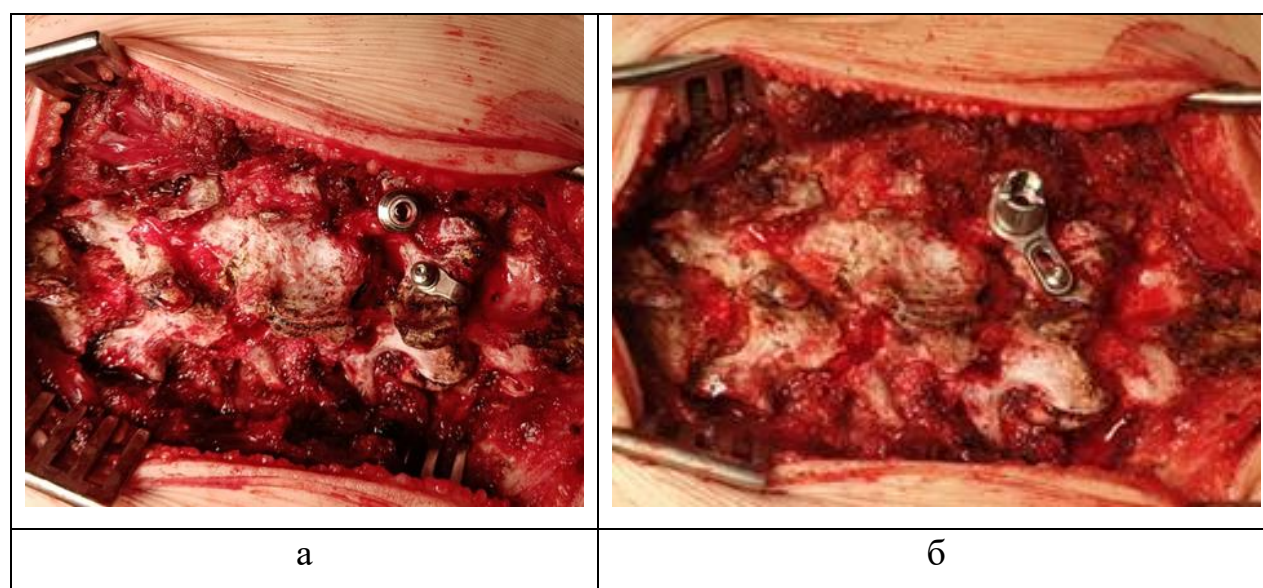


Рис. 6.24. Монтаж элементов транспедикулярно-ламинарной системы:
 а – установка ТВ и ламинарного крюка на L3 позвонок справа,
 б – соединение при помощи коннектора ТВ и ламинарного крюка в единый транспедикулярно-ламинарный опорный элемент

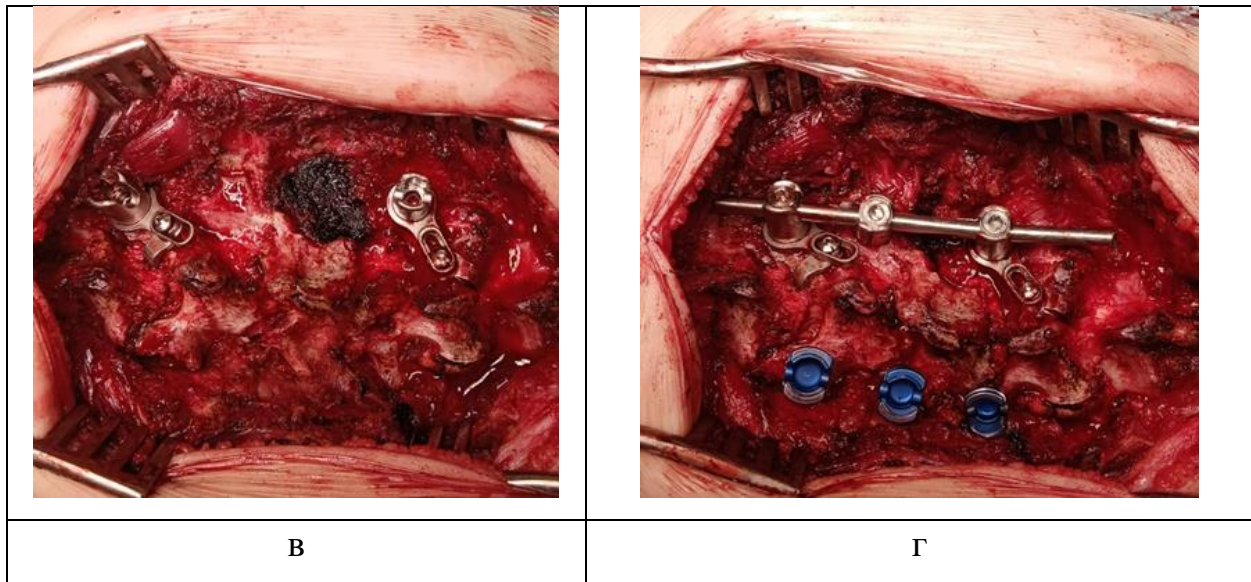


Рис. 6.24 (продолжение). Монтаж элементов транспедикулярно-ламинарной системы: в – установленные транспедикулярно-ламинарные опорные элементы на Th12 и L3 позвонки справа; г – выполненная контракция ВДП при помощи транспедикулярно-ламинарной системы

В ходе хирургического вмешательства после установки спинальной системы и завершения коррекции деформации позвоночника выполнена всего одна контрольная рентгенограмма позвоночника в прямой проекции, ВДП откоррегирована радикально. Интраоперационная лучевая нагрузка составила 0,1 mZv. Пациент вертикализирован на 4-е сутки после операции, самостоятельно ходит, неврологических нарушений нет. Заживление п/операционной раны первичным натяжением. На контрольных рентгенограммах положение металлоконструкции стабильное, правильное (рис. 6.25).

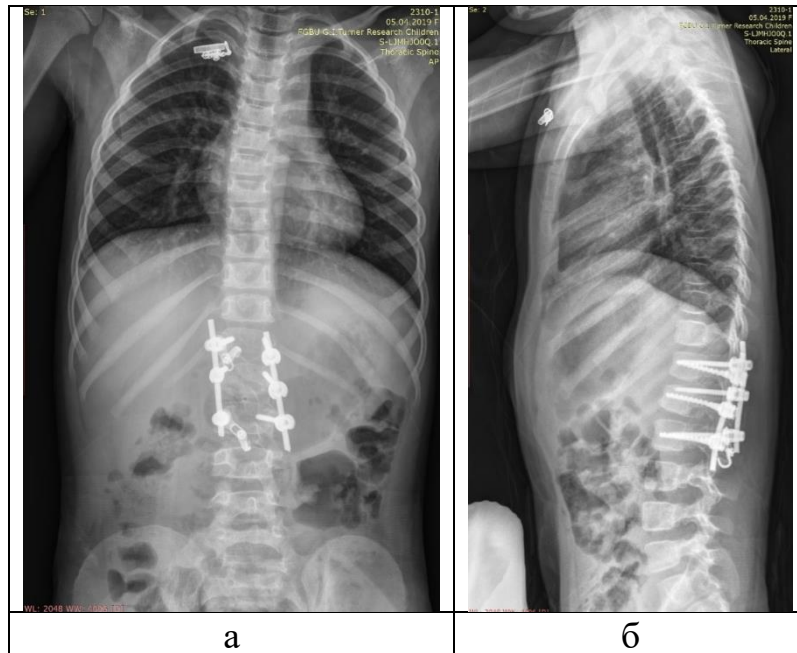


Рис. 6.25. Контрольные рентгенограммы позвоночника через 1 год после операции, радикальная коррекция ВДП: а – прямая проекция, б – боковая проекция

По данным послеоперационного КТ позвоночника отмечается незначительный выход резбовой части ТВ за передний контур тел позвонков Th12 и L1 слева: (Th12(S);L1(S):V=Grade 1), положение элементов транспедикулярно-ламинарной системы стабильное, правильное (рис. 6.26).

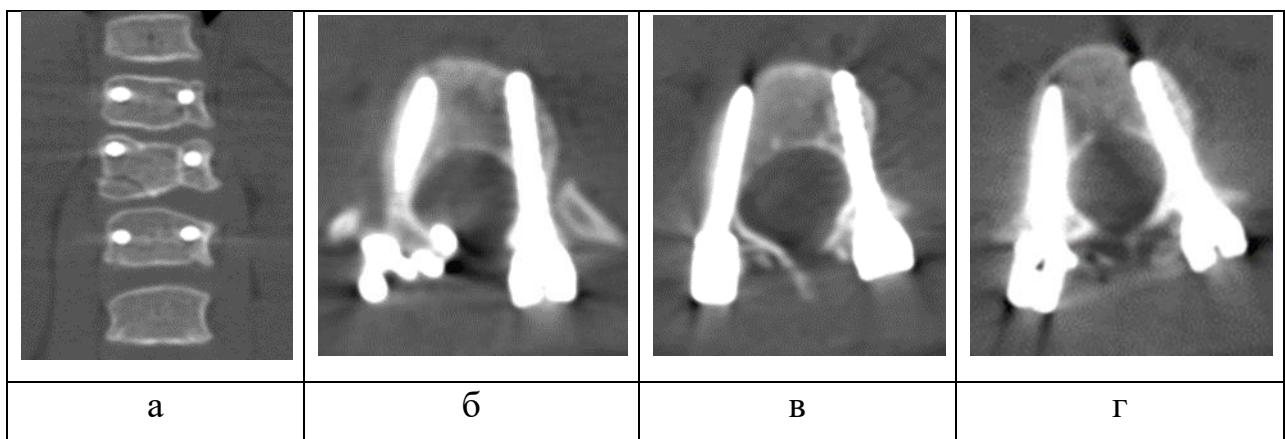


Рис. 6.26. КТ позвоночника после операции. Положение ТВ в Th12, L1 и L3 позвонках: а – срез через тела позвонков во фронтальной плоскости, б – Th12 позвонок, в – L1 позвонок, г – L3 позвонок

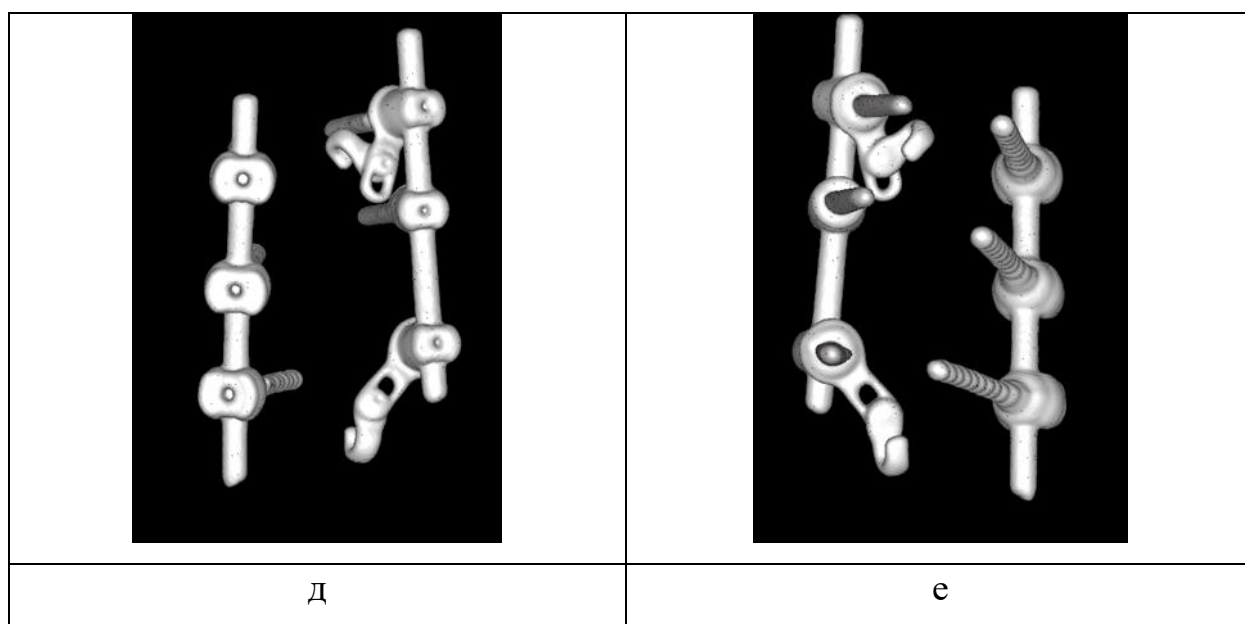


Рис. 6.26 (продолжение). КТ позвоночника после операции, транспедикулярно-ламинарная система: д – вид сзади, е – вид спереди

Клинический пример №3 (Гр-2). Установка ТВ диаметром 3,5 мм методом «свободной руки» в поясничном отделе позвоночника.

Пациентка Б., 3 года 8 месяцев. Вес пациентки составил 17,0 кг. Диагноз: Врожденный кифосколиоз на фоне нарушения формирования. Сверхкомплектный полусегментированный заднебоковой полупозвонок L2(D). На момент поступления на рентгенограммах: величина локального правостороннего сколиотического компонента деформации на уровне L1-L3 позвонков - 28° по Cobb, величина локального кифотического компонента деформации на уровне L1-L3 позвонков - 22° по Cobb (рис. 6.27).

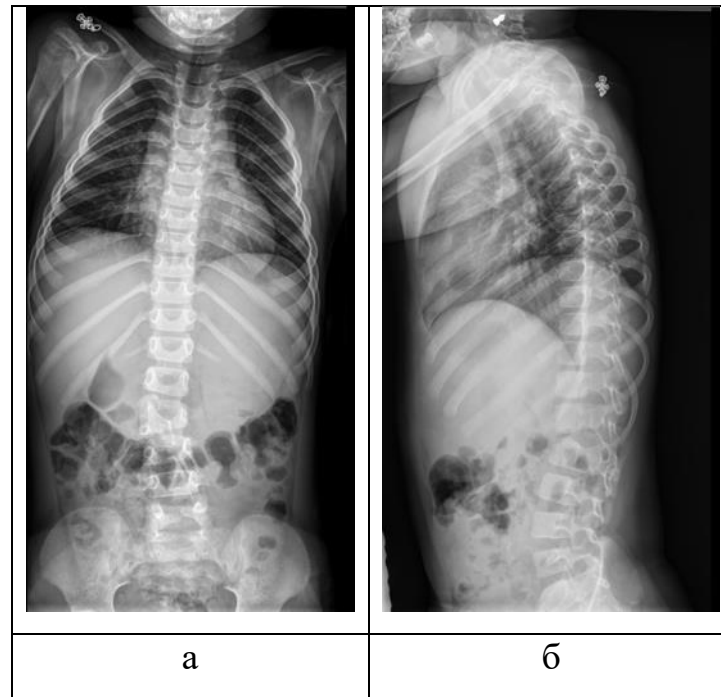


Рис. 6.27. Рентгенограммы позвоночника пациентки Б., 3 года 8 месяцев перед операцией: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Из дорсального доступа после маркировки уровня вмешательства Rg-меткой и Rg-контроля выполнена резекция заднебокового L2(D) полупозвонка. Методом «свободной руки» сформированы каналы в телах Th13, L1 и L3 позвонков, установлены транспедикулярные Rg-метки, выполнен Rg-контроль – положение меток корректное (рис. 6.28).

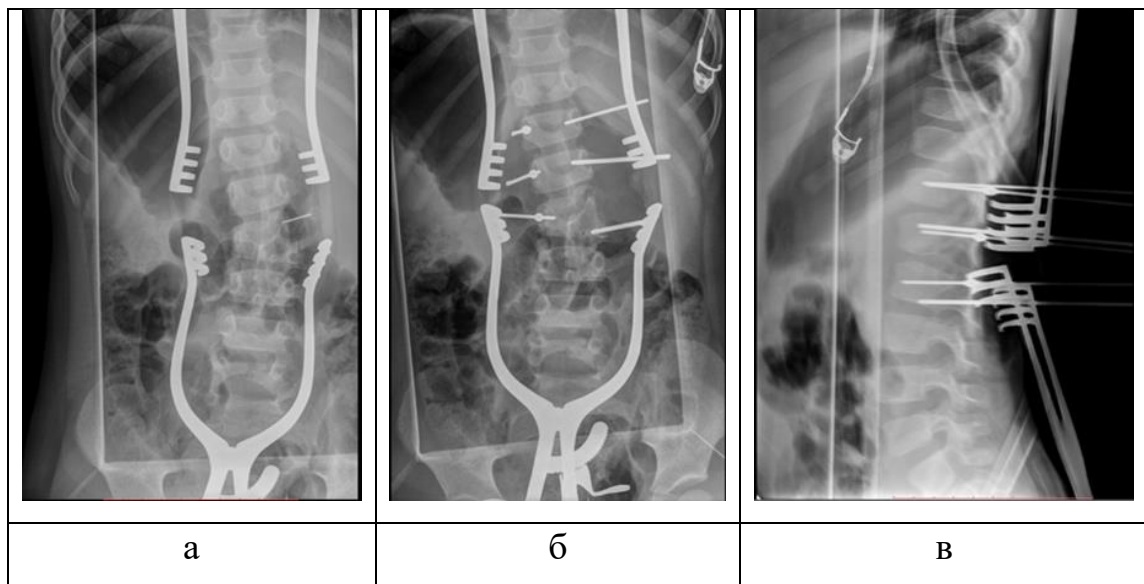


Рис. 6.28. Интраоперационные рентгенограммы позвоночника пациентки Б., 3 года 8 месяцев: а - маркировка уровня вмешательства Rg-меткой, б – транспедикулярные Rg-метки в прямой проекции, в – транспедикулярные Rg-метки в боковой проекции

Согласно предоперационному планированию, проведенному по данным КТ позвоночника в программе-просмотрщике Radiant Viewer, установлено 6 ТВ с диаметром резьбовой части 3,5 мм и длиной 30 мм. В опорные элементы уложены стержни. Осуществлена коррекция ВДП при помощи динамометрического контрактора. В ходе контракции проминания костной ткани позвонков транспедикулярными опорными элементами не отмечалось. Усилие при окончательной контракции составило – 10 кг (рис. 6.29).

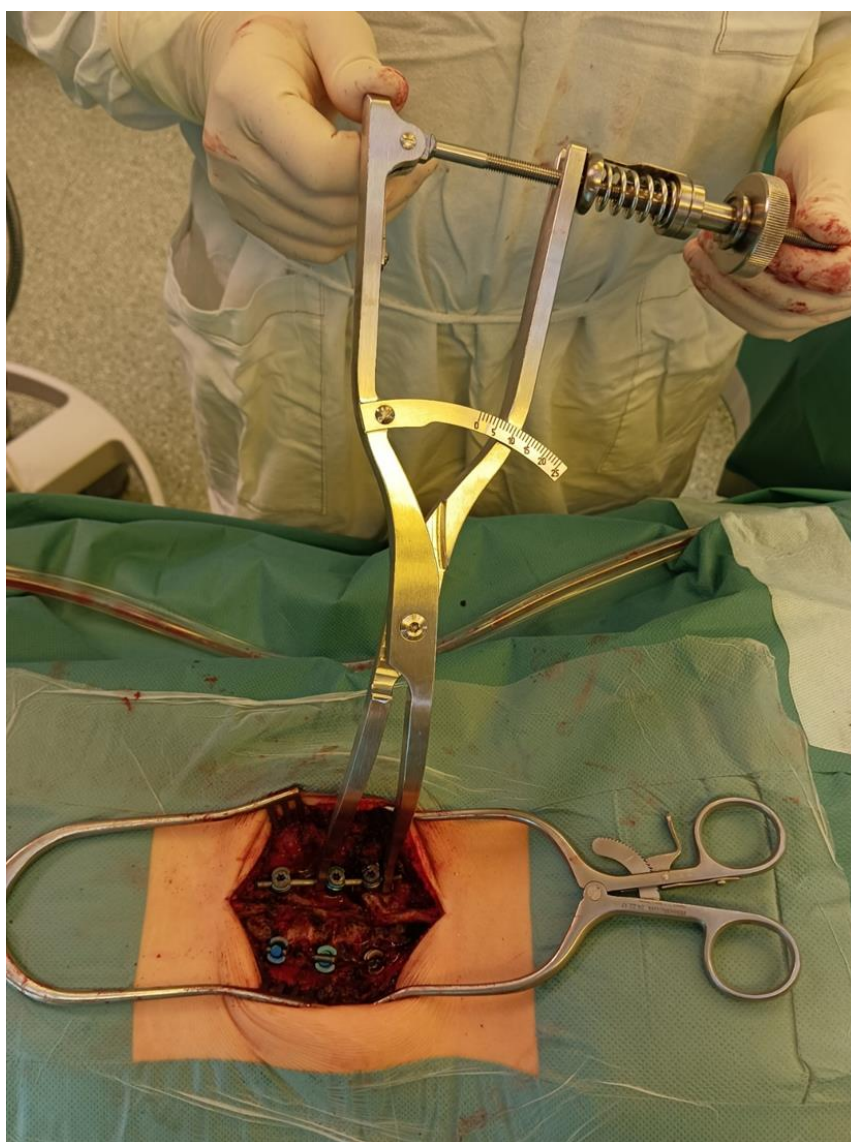


Рис. 6.29. Этап завершения контракции на уровне L1 и L3 позвонков справа, усилие 10,0 кг.

Время, затраченное на формирование костных каналов в позвонках и установку ТВ, приведено в таблице 6.13.

Таблица 6.13. Мониторинг времени формирования каналов и установки ТВ

Этапы установки ТВ	Позвонок. Время, с					
	Th13		L1		L3	
	Слева	Справа	Слева	Справа	Слева	Справа
Формирование канала для ТВ	53	103	90	45	73	53
Установка ТВ	39	35	35	42	42	58
Формирование канала+установка ТВ	92	138	125	87	115	111
Суммарное время, с	668					

Таким образом, суммарное время, затраченное на формирование каналов и установку ТВ, составило 11 минут и 8 секунд.

На контрольной интраоперационной рентгенограмме положение спинальной системы стабильное, правильное. Достигнута 100% коррекция врожденной деформации позвоночника (рис. 6.30). Интраоперационная лучевая нагрузка составила 0,5 mZv. Время, затраченное на выполнение интраоперационных рентгенограмм позвоночника, составило 7 минут и 9 секунд.

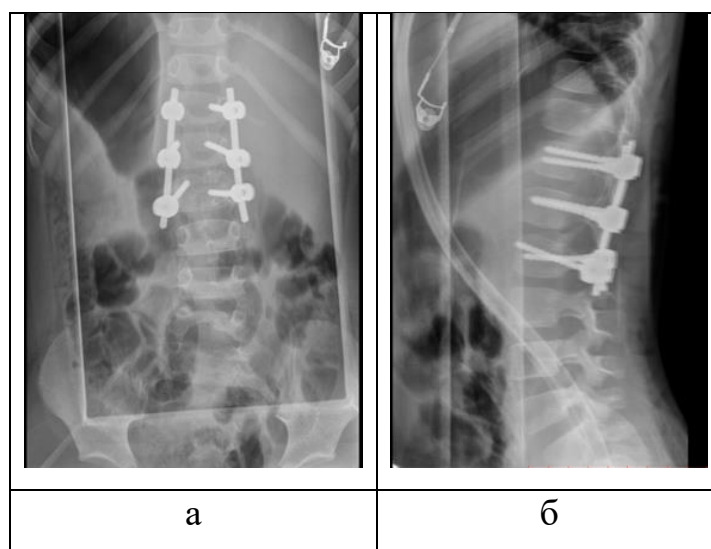


Рис. 6.30. Интраоперационные рентгенограммы после коррекции ВДП:
а – прямая проекция, б – боковая проекция

В раннем послеоперационном периоде при проведении контрольной рентгенографии позвоночника после вертикализации пациента выявлена дестабилизация металлоконструкции в виде смещения ТВ, установленного с выпуклой стороны деформации позвоночника в каудальный позвонок относительно аномального позвонка. Отмечается потеря коррекции деформации позвоночника (рис. 6.31).

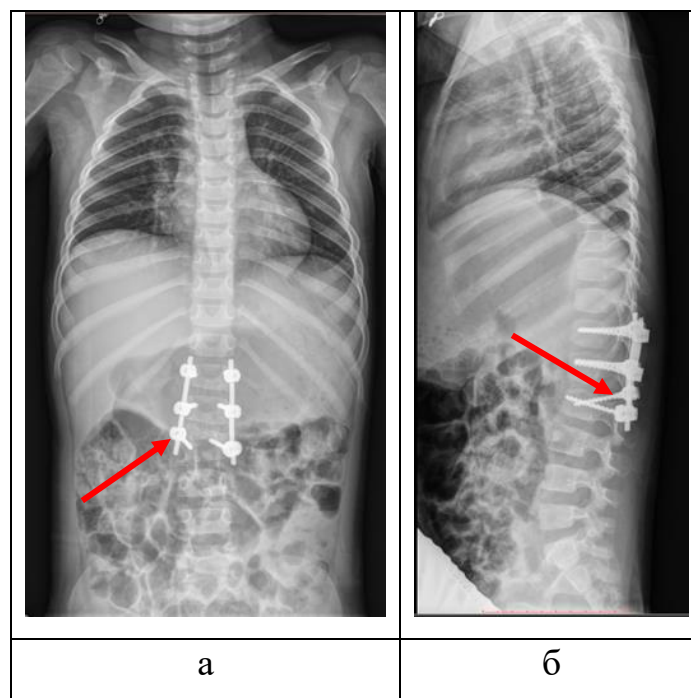


Рис. 6.31. Контрольные рентгенограммы пациентки Б., 3 года 8 месяцев после вертикализации, дестабилизация металлоконструкции (проминание ТВ костных структур L3 позвонка справа, отмечено красной стрелкой):
а – прямая проекция, б – боковая проекция

На 10-ые сутки после проведенного оперативного вмешательства выполнено ревизионное вмешательство – удалены стержни металлоконструкции и смещенный ТВ. Установлено дополнительно два ТВ в L4 позвонок, установлены новые удлиненные стержни, ВДП откоррегирована (рис. 6.32).

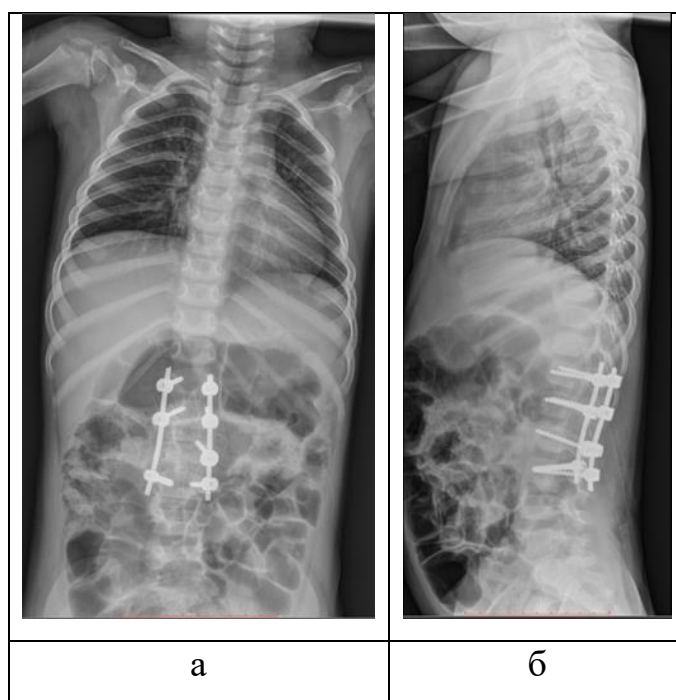


Рис. 6.32. Контрольные рентгенограммы пациентки Б., 3 года 8 месяцев после ревизионного вмешательства: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Таким образом, протяженность фиксации была увеличена и составила 4 сегмента.

6.5. Обсуждение полученных результатов и обоснование алгоритма хирургического лечения детей с изолированными ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования

Приведенные клинические примеры хирургического лечения детей в Гр-1 и Гр-2 подробно продемонстрировали особенности использования технологий 3D-моделирования и прототипирования и характер осложнений, возникающих у пациентов в Гр-2 при использовании метода «свободной руки». Необходимо отметить, что первоначальное корректное положение опорных элементов металлоконструкции, полная коррекция врожденного искривления и стабильное положение транспедикулярных опорных элементов со стандартным диаметром резьбовой части 3,5 мм на интраоперационных снимках у детей в Гр-2 обусловлено отсутствием дополнительных нагрузок ТВ на кость позвонка при моносегментарной ТПФ. Однако, картина меняется при активизации и вертикализации ребенка в

послеоперационном периоде, приводящей к увеличению силы давления ТВ на позвонки и их разрушению. Профилактикой перелома опорных костных структур позвонков винтовыми элементами спинальной системы при моносегментарной ТПФ является использование ТВ с диаметром резьбовой части 4,5 мм или разработанной нами транспедикулярно-ламинарной системы, что подтверждается данными твердотельного моделирования, изложенными в главе 4. Необходимо отметить, что использование транспедикулярно-ламинарной металлоконструкции позволяет обеспечить сохранение минимальной фиксации позвоночно-двигательных сегментов. Эти данные также подтверждены нами клинически в ходе проведения сравнительного анализа результатов лечения детей с ВДП в Гр-1 и в Гр-2. Необходимо отметить, что применение ППМХОП позволяет в полной мере реализовать особенности положения и типоразмеров опорных элементов при ТПФ с учетом установленных на основании твердотельного моделирования биомеханических особенностей позвонков у детей дошкольного возраста с ВДП.

Проведенные исследования, сравнительный анализ полученных результатов, а также изучение данных профильных научных публикаций позволили обосновать и предложить алгоритм хирургического лечения детей с изолированными врожденными деформациями позвоночника грудной и поясничной локализации с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования (рис. 6.33).

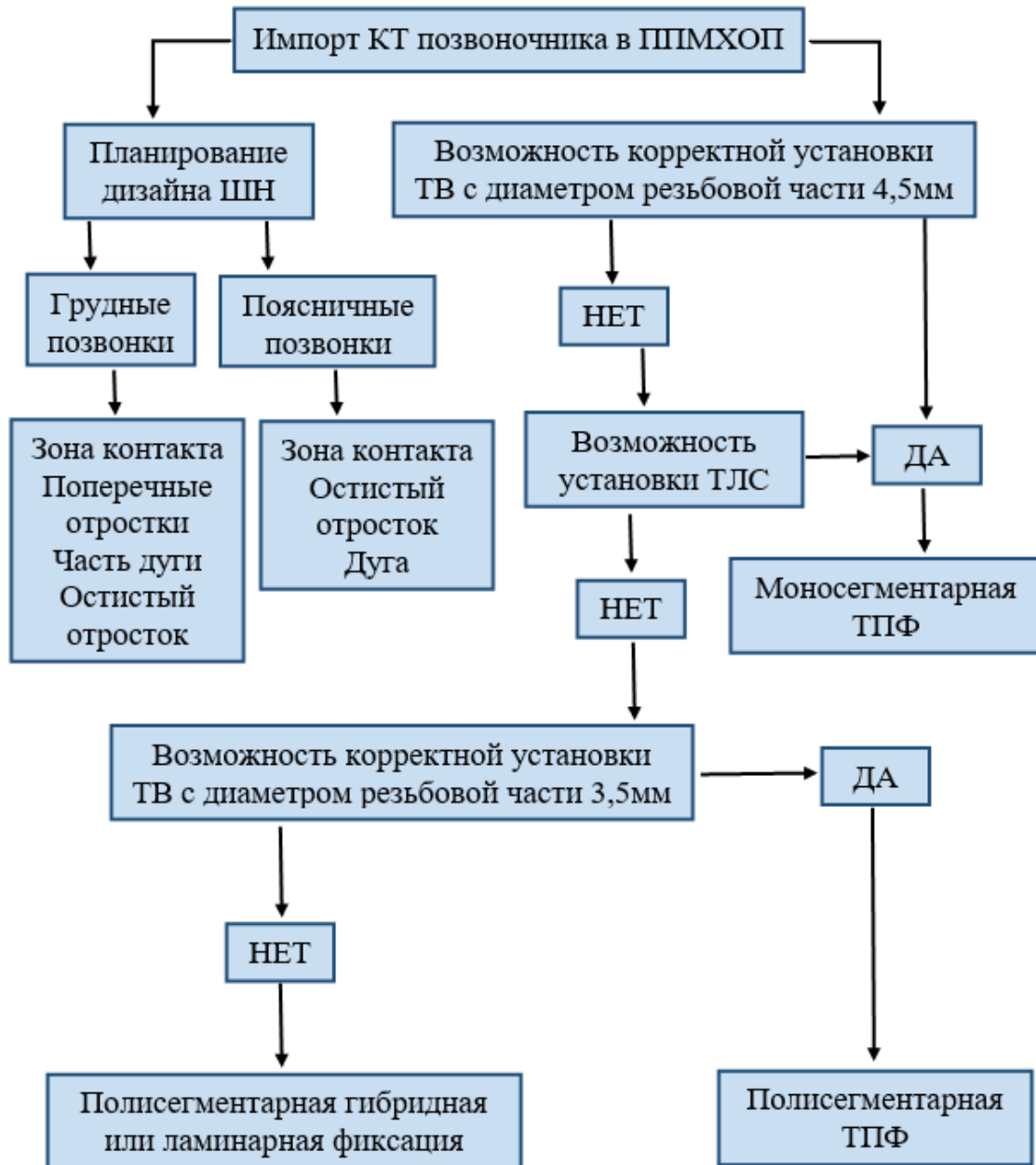


Рис. 6.33. Алгоритм хирургического лечения детей с изолированными ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования

На первом этапе производится импорт КТ позвоночника пациента с ВДП в ППМХОП, где осуществляют планирование дизайна ШН для ТВ с учетом анатомических особенностей позвонков грудного и поясничного отделов позвоночника ребенка. Параллельно с этим, согласно

разработанному алгоритму, проводят планирование траектории и типоразмеров ТВ с оценкой возможности корректной установки винтов с диаметром резьбовой части 4,5 мм на основании проведенного твердотельного моделирования.

Использование серийных конструкций с диаметром резьбовой части ТВ 3,5 мм у детей дошкольного возраста при моносегментарной ТПФ сопряжено в ряде случаев с дестабилизацией металлоконструкции (8-10%), обусловленной разрушением (продавливанием) костной ткани позвонка транспедикулярным опорным элементом, что связано, прежде всего, с возрастными особенностями прочностных характеристик позвонков у пациентов данной возрастной категории, даже при наличии хорошо развитых корней дуг позвонков с шириной и высотой основания дуги более 5,0 мм. В тех случаях, когда ширина основания дуги составляет менее 3,5 мм и возможна корректная установка ТВ с диаметром резьбовой части 3,0 мм, для сохранения минимальной (моносегментарной) протяженности фиксации обосновано применение транспедикулярно-ламинарной системы, так как использование транспедикулярно-ламинарного опорного элемента позволяет вывести значения нагрузок из критической зоны напряжений в костной ткани позвонка.

Если на этапе планирования в ППМХОП установлено, что возможно осуществить один из двух вариантов металлофиксации (установка ТВ с диаметром резьбовой части 4,5 мм или имплантация транспедикулярно-ламинарной системы), то в таком случае выполняют моносегментарную ТПФ с использованием напечатанных ШН. В случае невозможности осуществления данных вариантов фиксации позвоночника следующим этапом проводят оценку возможности корректной установки ТВ с диаметром резьбовой части 3,5 мм. Если данный вариант применим, то выполняют полисегментарную ТПФ с использованием напечатанных ШН. В тех случаях, когда это невозможно, проводят гибридную или ламинарную полисегментарную фиксацию.

Таким образом, предложенный нами и подробно представленный в настоящем разделе алгоритм хирургического лечения детей с изолированными ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования основан на результатах собственных исследований и данных специальной литературы.

Применение данного алгоритма, основанного на разработанных в ходе исследования особенностях использования технологий 3D-моделирования и прототипирования, позволило, в целом, в Гр-1 по сравнению с Гр-2 уменьшить протяженность металлоконструкции - 2,3 позвонка versus 3,4 ($p<0,05$), уменьшить временные затраты на установку транспедикулярных опорных элементов - 31,3 секунд versus 112,9 секунд ($p<0,05$), снизить интраоперационную лучевую нагрузку – 0,18 mZv versus 0,54 mZv ($p<0,05$), достичь высокой точности и корректности имплантации ТВ в позвонки - 97,9% versus 78,8% ($p<0,05$) и полностью исключить дестабилизацию металлоконструкции (разрушение костной ткани позвонка ТВ) при моносегментарной ТПФ.

ГЛАВА 7

РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С МНОЖЕСТВЕННЫМИ ПОРОКАМИ РАЗВИТИЯ ГРУДНОГО И ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛОВ ПОЗВОНОЧНИКА

7.1. Результаты хирургического лечения детей с ВДП на фоне множественных пороков развития грудного и поясничного отделов позвоночника

7.1.1. Общая характеристика групп пациентов

В ходе исследования проанализированы результаты хирургического лечения 80 детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков (нарушение формирования и сегментации позвонков). Пациентам выполняли корригирующие вертебротомии из комбинированного или дорсального доступов с последующей коррекцией и фиксацией многоопорной дорсальной металлоконструкцией в отделении патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» в период с 2016 по 2023 год.

Пациенты были разделены на 3 группы: группа 1 - 20 наблюдений (Гр-1, дети, оперированные с применением ШН); группа 2 - 30 наблюдений (Гр-2, дети, оперированные с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации); группа 3 - 30 наблюдений (Гр-3, дети, оперированные с применением метода «свободной» руки). Гр-1 и Гр-2 являлись основными проспективными группами, Гр-3 – контрольной и являлась по времени набора материала ретроспективно-проспективной.

Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеру деформации представлена в таблице 7.1.

Распределение по полу в Гр-1 составило 11 (55%) мальчиков и 9 (45%) девочек, в Гр-2 – 13 (43,3%) мальчиков и 17 (56,7%) девочек, в Гр-3 - 16 (53,3%) и 14 (46,7%), соответственно. Средний возраст пациентов в Гр-1

составил 6,8 лет, в Гр-2 – 7,4 года и в Гр-3 – 7,9 лет. Протяженность дуги ВДП составила в Гр-1 – 8 позвонков в среднем, в Гр-2 – 9, в Гр-3 – 7 позвонков. Средняя величина сколиотической деформации в Гр-1 составила 43,2⁰ по Cobb, в Гр-2 – 38,2⁰ по Cobb и в Гр-3 – 41,5⁰ по Cobb. Средняя величина кифотической деформации в Гр-1 составила 38,7⁰ по Cobb, в Гр-2 – 40,8⁰ по Cobb и в Гр-3 – 39,4⁰ по Cobb. Группы были сопоставимы по возрасту и характеристикам деформаций.

Таблица 7.1. Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеристике деформации, М (min-max)

Характеристика групп	Группа 1	Группа 2	Группа 3
Н наблюдений	20	30	30
Возраст, лет	6,8 (3-16)	7,4 (3-17)	7,9 (3-17)
Пол (мальчики/девочки)	11/9	13/17	16/14
Протяженность дуги искривления ВДП	8 (5-14)	9 (4-15)	7 (6-13)
Величина сколиотической деформации, градусы по Cobb	43,2 (24-92)	38,2 (28-88)	41,5 (26-90)
Величина кифотической деформации, градусы по Cobb	38,7 (5-88)	40,8 (7-82)	39,4 (4-86)

В ходе хирургической коррекции ВДП у пациентов во всех трёх группах в зависимости от локализации вершины деформации позвоночника корригирующую вертебротомию выполняли только из дорсального или комбинированного (торакотомического, торакофренолюмботомического, люмботомического) доступов, применяемых в отделении патологии

позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» (табл. 7.2).

Таблица 7.2. Распределение пациентов по характеру и объему выполненных операций (n=80)

Объем операций		Гр-1 n=20		Гр-2 n=30		Гр-3 n=30	
		абс.	%	абс.	%	абс.	%
Дорсальный доступ		5	25	10	33,3	11	36,7
Комбинированный доступ	Торактомический	3	15	5	16,7	4	13,3
	Торакофренолюмботомический	7	35	9	30	8	26,7
	Люмботомический	5	25	6	20	7	23,3
Всего		20	100	30	100	30	100

Таким образом, на основании исходных данных (по полу, возрасту, протяженности и величине деформации), вариантах хирургической коррекции ВДП во всех трёх группах достоверных различий не выявлено.

7.1.2. Особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями позвоночника при множественных пороках развития позвонков

Применение ШН при хирургическом лечении детей с ВДП на фоне множественных пороков развития позвонков, образующих протяженную дугу деформации позвоночника, имеет ряд особенностей, отличных от применения данной технологии при изолированных аномальных позвонках.

При использовании ШН по функциональному назначению можно выделить два вида: ШН для выполнения корригирующей вертебротомии и ШН для установки ТВ. Дизайн ШН для выполнения корригирующей вертебротомии включает в себя, помимо полисегментарной зоны контакта с дорсальной поверхностью позвоночника, также область, выполненную в виде «прорези» клиновидной формы в ШН, определяющую объем и направление плоскости резекции костных структур деформированных сегментов позвоночного столба (рис. 7.1).



Рис. 7.1. ШН для выполнения корригирующей вертебротомии

Подбор дизайна ШН, предназначенного для установки ТВ, осуществлялся на основе оценки наличия межсегментарной мобильности позвонков (отсутствие или наличие конкресценции позвонков), планируемых к включению в зону инструментального спондилодеза, по данным КТ позвоночника в ППМХОП. При наличии мобильных сегментов планирование ШН проводится по принципу: один позвонок – один ШН с расширенной зоной контакта. Для ригидных сегментов осуществляется создание

полисегментарного ШН различной конфигурации (монолатеральный или билатеральный) протяженностью от двух до пяти позвонков.

Использование полисегментарного ШН с ограниченной адресной площадью контакта с дорсальной поверхностью позвоночника в зоне его предполагаемой инструментализации позволяет обеспечить достаточно жесткое сцепление между ШН и позвонками, достигая при этом корректной установки ТВ в заданном направлении. Для профилактики отклонения траектории канала для ТВ в ходе его формирования при возможном смещении полисегментарного ШН и ограниченности визуального контроля позиции сверла относительно костных структур позвоночника используют проектирование ШН методом «перехлеста» - создают несколько взаимодополняющих и дублирующих по площади контакта ШН с дорсальными костными структурами позвоночника (рис. 7.2).

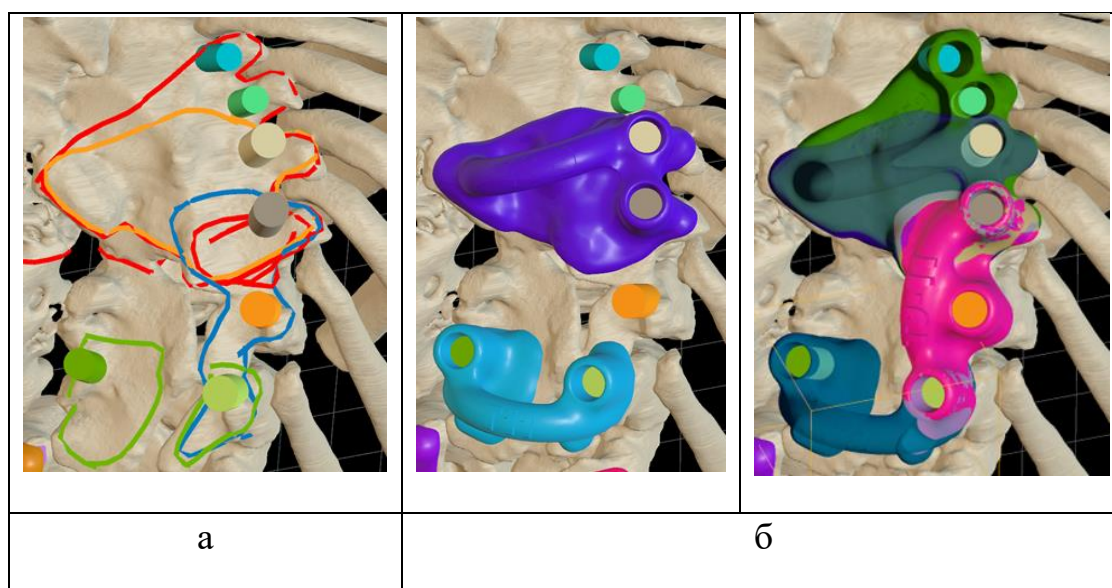


Рис. 7.2. Проектирование ШН методом «перехлеста»: а – установлены виртуальные ТВ и запланированы зоны контакта для четырех ШН с дублирующей зоной контакта, б – модели ШН

В ряде случаев при этапных хирургических вмешательствах при наличии выраженного дорсального костного блока, обеспечивающего как неподвижность сегментов позвоночника, так и самой установленной ранее

спинальной системы, возможно использование в качестве зоны контакта для ШН дорсальной поверхности элементов металлоконструкции.

В ходе исследования нами были разработаны критерии возможности и целесообразности применения ШН при множественных пороках развития позвоночника. Использование данных критериев позволяет оптимизировать работу с ШН, оценить временные затраты и их предполагаемую эффективность еще на этапе предоперационного планирования. При выборе метода навигации проводят суммарную балльную оценку для каждого из критериев (табл. 7.3).

Таблица 7.3. Критерии возможности и целесообразности применения ШН при множественных пороках развития позвоночника

Критерий	Баллы	Целесообразно использование	
		ШН	Активная оптическая 3D-КТ навигация
Возраст	1	Дошкольный	Школьный
Характер оперативного вмешательства	1	Первичные вмешательства	Этапные вмешательства
Протяженность фиксации	1	До 5 сегментов	Более 5 сегментов
Зона установки ТВ	2	Верхнегрудной отдел позвоночника, шейногрудной переход	Грудной и поясничный отдел
Нарушенная анатомия дорсальных структур позвоночника	1	Нет	Да
Требуется прецизионная точность в установке ТВ	3	Да	Нет
Размер основания дуг позвонков менее 4,0 мм	2	Да	Нет

После суммирования баллов указанных критериев для ШН и системы активной оптической 3D-КТ навигации выбирают метод, набравший большее количество баллов.

7.1.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования и методом «свободной руки»

При проведении однофакторного дисперсионного анализа достигнутой величины коррекции ВДП у пациентов Гр-1, Гр-2 и Гр-3 выявлена статистически значимая разница между соответствующими средними значениями генеральной совокупности (табл. 7.4, рис. 7.3 и 7.4). Так величина коррекции сколиотического компонента деформации позвоночника составила в среднем в Гр-1 – 88%, в Гр-2 – 82% и в Гр-3 – 61,2% ($F=21,1$, $p<0,001$). Величина коррекции кифотического компонента деформации составила в среднем в Гр-1 – 82%, в Гр-2 – 80% и в Гр-3 – 58% ($F=18,1$, $p<0,001$).

Таблица 7.4. Статистические данные сравнительного межгруппового анализа величины коррекции ВДП, М (min-max)

Показатели	Градусы по Cobb / величина коррекции в %		
	Гр-1	Гр-2	Гр-3
Сколиотическая деформация после операции	5,2 (0-11)	6,9 (0-16)	16,1 (0-32)
	/	/	/
	88 (84-100)	82 (78-100)	61,2 (48-100)
Кифотическая деформация после операции	4,3 (0-16)	6,1 (0-33)	14,8 (4-45)
	/	/	/
	82 (76-100)	80 (74-100)	58 (44-100)

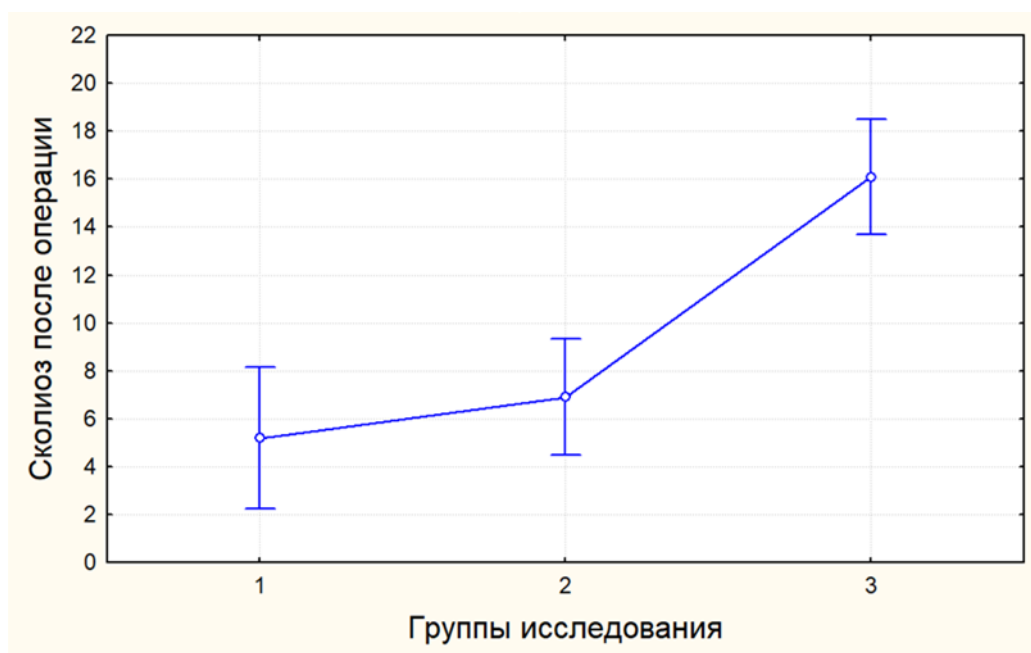


Рис. 7.3. Величина сколиотической деформации позвоночника после операции

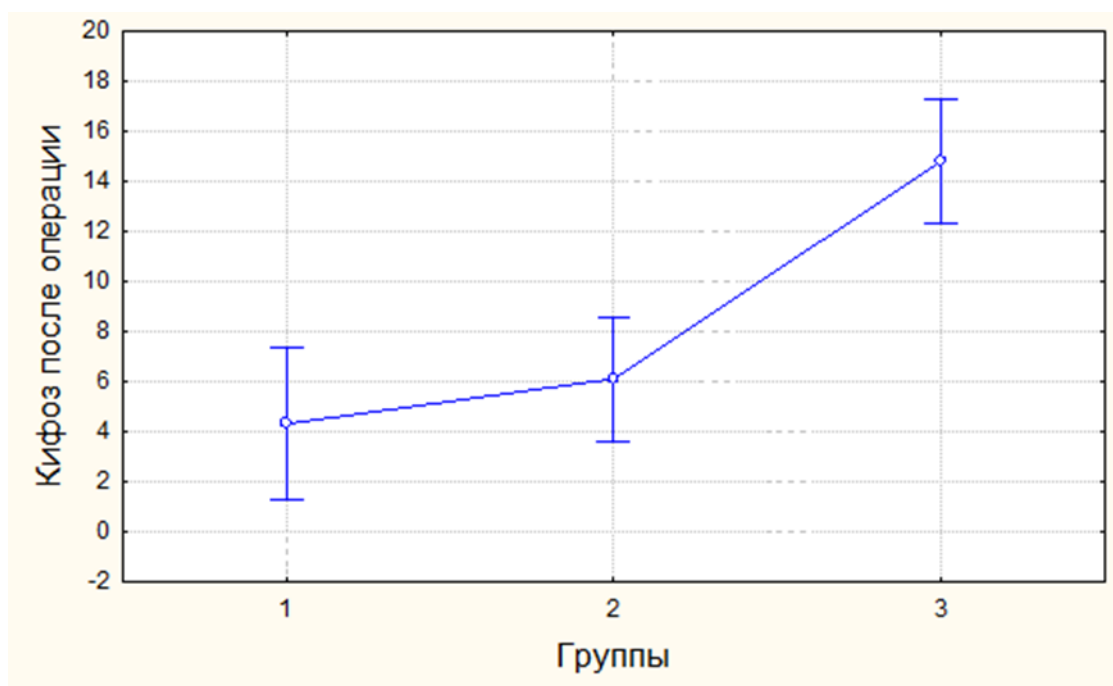


Рис. 7.4. Величина кифотической деформации позвоночника после операции

Проведенный Post Hoc анализ выявил статистически значимую разницу в величине коррекции сколиотического компонента деформации между Гр-1 и Гр-3, а также для Гр-2 и Гр-3 ($p < 0.001$). Различий между Гр-1 и Гр-2 не выявлено ($p = 0.631$). При проведении Post Hoc анализа межгрупповых различий величины коррекции кифотического компонента деформации

позвоночника выявлены сходные закономерности: статистически значимая разница для Гр-1 и Гр-3, и для Гр-2 и Гр-3 ($p < 0.001$). Различий между Гр-1 и Гр-2 в величине коррекции кифотического компонента ВДП не выявлено ($p = 0.615$).

Таким образом, использование ШН и системы активной оптической навигации в целом показало свое преимущество в полученной величине коррекции ВДП у детей с множественными пороками развития грудного и поясничного отделов позвоночника по сравнению с методом «свободной руки» ($p < 0,05$).

Сравнительный анализ хронометрических показателей интраоперационного этапа

Проведен сравнительный межгрупповой однофакторный дисперсионный анализ хронометрических показателей в ходе выполнения хирургического вмешательства. Сопоставляли следующие показатели: время, затраченное на формирование каналов в позвонках для ТВ; время, затраченное на установку транспедикулярных опорных элементов в позвонки; суммарное время, затраченное на формирование канала и установку ТВ (табл. 7.5).

Таблица 7.5. Статистические данные сравнительного анализа временных показателей интраоперационного этапа в Гр-1, Гр-2 и Гр-3 М (min-max)

	Затраченное время, с			
	Группа 1	Группа 2	Группа 3	ANOVA
Формирование канала для ТВ	8 (4-15)	32 (8-68)	64 (10-250)	F=20.8 p<0.001
Установка ТВ	26 (12-74)	35 (10-115)	46 (14-160)	F=4.1 p=0.019
Всего	34 (16-86)	74 (23-218)	118 (26-384)	F=18.8 p<0.001

Для всех анализируемых хронометрических показателей интраоперационного этапа получены статистически достоверные межгрупповые различия ($p < 0,05$).

Так время, затраченное на формирование костного канала для транспедикулярного опорного элемента, составило в среднем: для Гр-1 - 8 секунд, для Гр-2 – 32 секунды и для Гр-3 - 64 секунды. Проведенный Post Hoc анализ выявил статистически значимую разницу между Гр-1 и Гр-2 ($p = 0,018$), между Гр-1 и Гр-3 ($p < 0,001$), а также для Гр-2 и Гр-3 ($p = 0,001$).

Время, затраченное на установку ТВ в позвонки, составило в среднем: для Гр-1 - 26 секунд, для Гр-2 – 35 секунд и для Гр-3 - 46 секунды. Проведенный Post Hoc анализ выявил статистически значимую разницу между Гр-1 и Гр-3 ($p = 0,013$). Достоверных различий между Гр-1 и Гр-2 ($p = 0,391$), а также для Гр-2 и Гр-3 ($p = 0,249$) не выявлено.

Суммарное время, затраченное на формирование канала и установку ТВ, составило в среднем: для Гр-1 - 34 секунды, для Гр-2 – 74 секунды и для Гр-3 - 118 секунд. Проведенный Post Hoc анализ выявил статистически значимую разницу между Гр-1 и Гр-2 ($p = 0,010$), между Гр-1 и Гр-3 ($p < 0,001$), а также для Гр-2 и Гр-3 ($p = 0,004$).

Таким образом, использование ШН и системы активной оптической навигации в целом показало снижение временных затрат, связанных с процедурой установки транспедикулярных опорных элементов в позвонки, у детей с ВДП на фоне множественных пороков развития грудного и поясничного отделов позвоночника по сравнению с методом «свободной руки» ($p < 0,05$).

Корректность положения транспедикулярных опорных элементов

Общее количество установленных транспедикулярных опорных элементов в Гр-1 составило 278 единиц, в Гр-2 – 305 и в Гр-3 – 249 винтов. Проведен сравнительный межгрупповой непараметрический однофакторный дисперсионный анализ Краскела — Уоллиса корректности положения ТВ (табл. 7.6).

Таблица 7.6. Данные сравнительного анализа корректности положения ТВ в Гр-1, Гр-2 и Гр-3

Установленные ТВ		Группа 1	Группа 2	Группа 3	Н-критерий Краскела-Уоллиса
		278	305	249	
Корректность положения ТВ, Grade % (N ТВ)	0	83,5% (232)	79% (241)	51,4% (128)	H=52.3 p<0.001
	I	10,8% (30)	12,5% (38)	22,1% (55)	
	II	5,7% (16)	6,9% (21)	15,7% (39)	
	III	0% (0)	1,6% (5)	10,8% (27)	
	0 + I	94,3% (262)	91,5% (279)	73,5% (183)	

Полностью корректное положение винтов (Grade 0) относительно костных структур инструментированных позвонков в Гр-1 в целом отмечено в 83,5% наблюдений (232 ТВ). Некорректное положение винтов при проведении анализа данных послеоперационного МСКТ позвоночника выявлено в 16,5% наблюдений, что составило 36 транспедикулярных опорных элементов. Количество винтов со степенью смещения Grade I составило 30 (10,8% наблюдений), в 5,7% наблюдений (16 ТВ) положение опорных элементов было определено как Grade II, ТВ со степенью Grade III в

Гр-1 не отмечено. Количество ТВ со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило в Гр-1 262 единицы (94,3%).

В Гр-2 из 305 установленных ТВ полностью корректное положение (Grade 0) отмечено в 79% наблюдений (241 ТВ). Количество винтов со степенью смещения Grade I составило 38 (12,5% наблюдений), в 6,9% наблюдений (21 ТВ) положение опорных элементов было определено как Grade II, в 1,6% наблюдений (5 ТВ) степень мальпозиции ТВ отмечена как Grade III. Количество ТВ со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило в Гр-2 279 единиц (91,5%).

В Гр-3 из 249 установленных ТВ полностью корректное положение (Grade 0) отмечено в 51,4% наблюдений (128 ТВ). Количество винтов со степенью смещения Grade I составило 55 (22,1% наблюдений), в 15,7% наблюдений (39 ТВ) положение опорных элементов было определено как Grade II, в 10,8% наблюдений (27) степень мальпозиции ТВ отмечена как Grade III. Количество ТВ со степенью смещения Grade 0 + Grade I составило в Гр-3 183 единицы (73,5%).

Таким образом, использование ШН и системы активной оптической навигации при хирургическом лечении у детей с ВДП при множественных пороках развития грудного и поясничного отделов позвоночника в целом показало свое преимущество в полученной степени корректности положения установленных ТВ по сравнению с методом «свободной руки» ($H=52.3$, $p<0.001$).

Клинический пример (Гр-1). Первичная операция с использованием ШН в грудном и поясничном отделах позвоночника.

Пациент И., 4 года 10 месяцев. Диагноз: Врожденный кифосколиоз на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков нижнегрудного отдела и пояснично-крестцового отделов позвоночника. Нижний вялый парапарез с акцентом слева. Нарушение функции тазовых органов по периферическому типу. Врожденный порок развития костей таза с аплазией левой лонной кости и тератогенным подвывихом бедра слева. Разновеликость нижних конечностей с укорочением левой нижней конечности, состояние после хирургического лечения.

На спондилограммах во фронтальной и сагиттальной плоскостях без статической нагрузки определяется: искривление оси позвоночника во фронтальной плоскости – правосторонняя сколиотическая дуга Th8-S1 - 97° по Cobb, нарушение формы и структурности позвонков нижнегрудного отдела и поясничного отдела на фоне аномалии развития (наличие заблокированных позвонков с незаращением срединных структур). В сагиттальной плоскости - деформации задней позвонковой линии за счет локального кифозирования поясничного отдела позвоночника величиной 43° по Cobb (рис. 7.5).

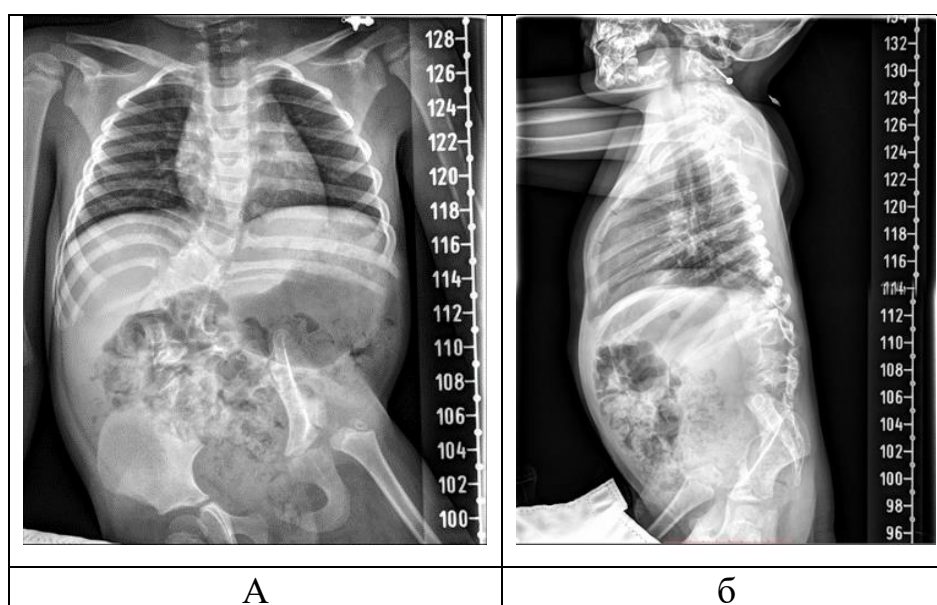


Рис 7.5. Рентгенограммы пациента до операции: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Для дальнейшего анализа данные КТ позвоночника импортированы в ППМХОП. Проведено моделирование уровня и объема корригирующей вертебротомии, а также моделирование положения деформированных сегментов позвоночника после предполагаемой коррекции ВДП (блок 3D-планирования объема и характера вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики). В блоке 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и других компонентов индивидуальной металлоконструкции выполняли планирование траектории транспедикулярных опорных элементов с учетом корригирующих манипуляций и данных твердотельного моделирования. Моделирование и выбор дизайна ШН выполнены с учетом данных, приведенных в разделе 7.1.2 (рис. 7.6, рис. 7.7, табл. 7.7).

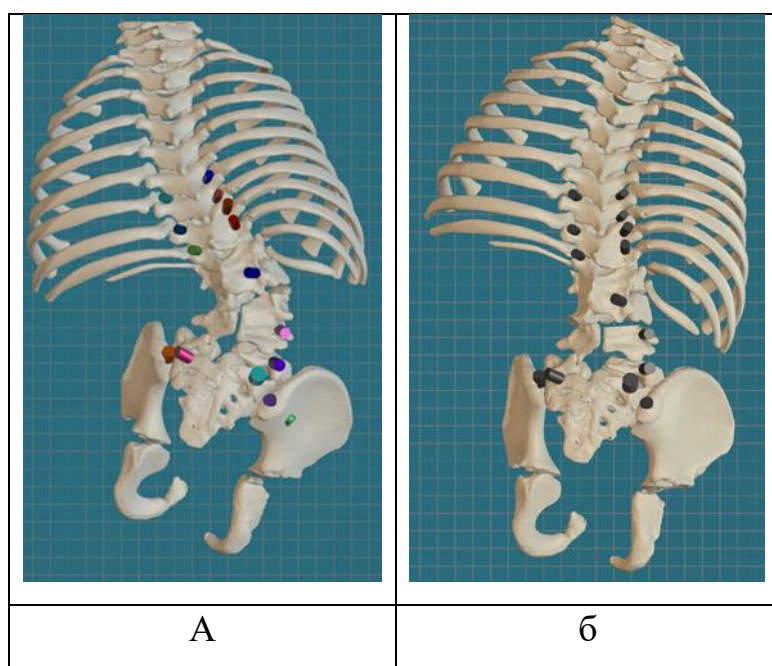


Рис. 7.6. Моделирование объема и характера вмешательств на костных структурах позвоночника: а – до проведения корригирующей вертебротомии, б – моделирование окончательного положения деформированных сегментов позвоночника после предполагаемой коррекции ВДП

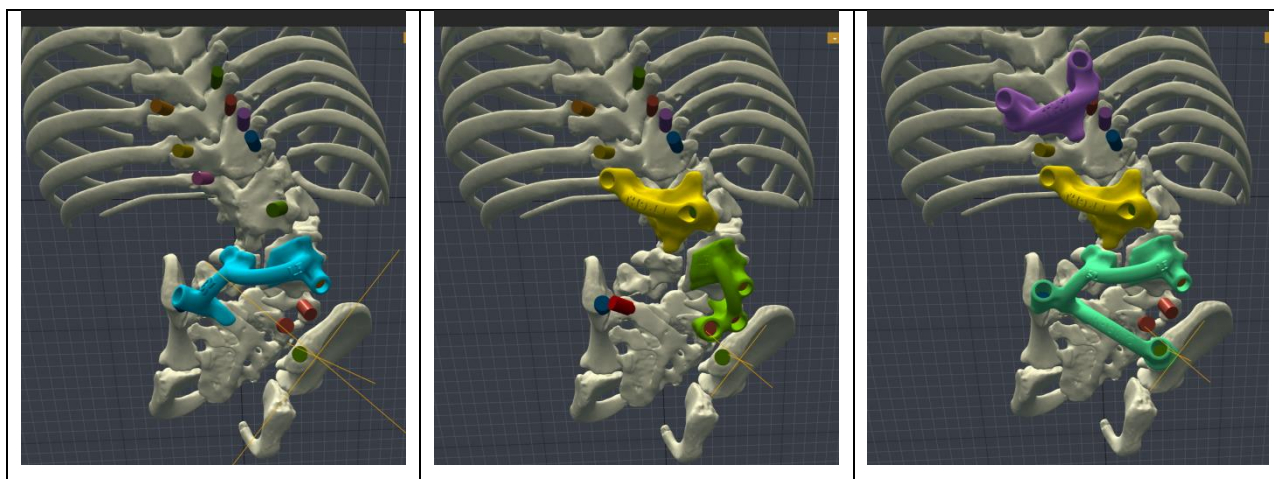


Рис. 7.7. Планирование типоразмеров ТВ и различных вариантов ШН с использованием техники «перехлёста»

Таблица 7.7. Подбор типоразмеров ТВ на основе данных 3D-моделирования

Позвонок	Слева		Справа	
	Диаметр резьбовой части ТВ, мм	Длина резьбовой части ТВ, мм	Диаметр резьбовой части ТВ, мм	Длина резьбовой части ТВ, мм
Th7	4,0	29	3,5	30
Th8	4,0	26	3,5	30
Th9	4,0	30	4,0	30
Th10	-	-	4,0	23
L1	-	-	4,5	32
L3	-	-	4,5	35
L4	-	-	5,0	31
S1	5,0	30	5,5	25
S2	5,0	30	-	-
Крыло подвздошной кости	5,5	45	5,5	48

Затем на основе STL-моделей выполнена печать ШН на 3D-принтере Fortus 450mc материалом ULTEM 1010 (полиэфиримид). Необходимо отметить, что весь рабочий цикл от момента импорта КТ позвоночника в ППМХОП до завершения 3D-печати ШН занял всего 2 суток.

04.05.2022 – Корректирующая клиновидная вертебротомия на уровне позвонка L2 (D). Коррекция деформации позвоночника индивидуальной позвоночно-тазовой системой с использованием шаблонов-направителей. Задний локальный спондилодез, передний корпородез.

Из дорсального доступа выполнено удаление костных структур аномального позвонка на вершине ВДП. Затем при помощи ШН по заданным траекториям установлено 11 ТВ запланированных типоразмеров. Время, затраченное на формирование костных каналов в позвонках и установку ТВ, приведено в таблице 7.8.

Таблица 7.8. Мониторинг времени формирования каналов и установки ТВ

Этапы установки ТВ	Время, с										
	Позвонок									Крыло подвздошной кости	
	Th7		Th8		Th9		L3	L4	S1	S	D
	S	D	S	D	S	D	D	D	S		
Формирование канала для ТВ	5	6	4	3	4	4	5	6	3	7	6
Установка ТВ	19	18	22	24	21	25	28	26	23	38	44
Формирование канала+установка ТВ	24	24	26	27	25	29	33	32	26	45	50
Всего	341										

Таким образом, суммарное время, затраченное на формирование каналов и установку ТВ, составило 5 минут и 41 секунду.

Пациент вертикализирован на ходунках на 9-е сутки после операции. Заживление п/операционной раны первичным натяжением. На контрольных рентгенограммах положение металлоконструкции стабильное, правильное. Остаточная величина сколиотической дуги Th8-S1 - 4° по Cobb, патологический кифоз поясничного отдела позвоночника устранен (рис. 7.8).

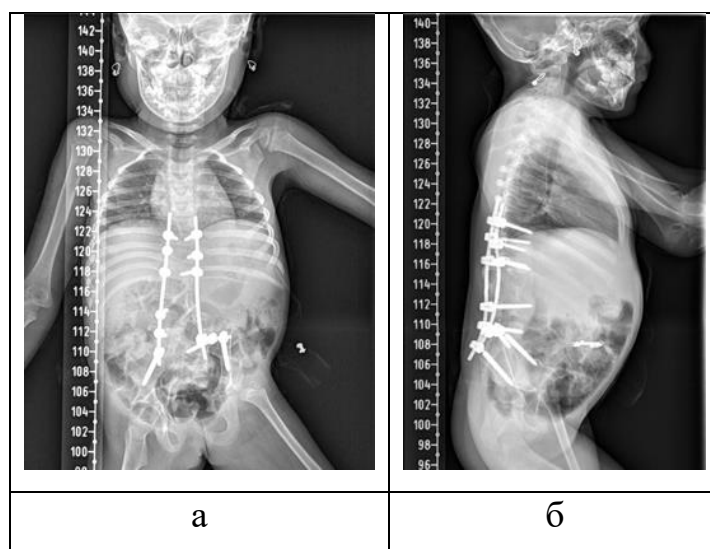


Рис. 7.8. Контрольные рентгенограммы позвоночника после операции:
а – прямая проекция, б – боковая проекция

Послеоперационное КТ-исследование позвоночника импортировано в ППМХОП. Проведено сопоставление запланированной 3D-модели позвоночника с установленной моделью спинальной системы с результатами проведенного хирургического лечения. Совпадение контуров 3D-моделей составило 98% (рис. 7.9).

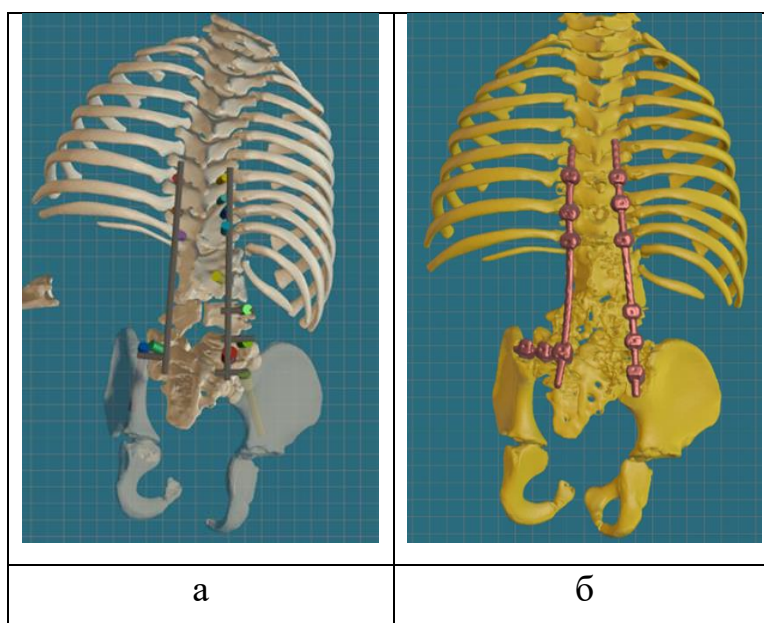


Рис. 7.9. Сопоставление 3D-моделирования с результатом хирургического лечения:
запланированная 3D- модель позвоночника после предполагаемой коррекции ВДП, б – КТ
позвоночника после операции

По данным послеоперационного КТ позвоночника отмечается незначительный выход резьбовой части ТВ за передний контур тел

позвонков Th8, Th9 и S1 слева: (Th8(S); Th9(S); S1(S): V=Grade 1). Положение остальных опорных элементов спинальной системы Grade 0 (рис. 7.10).

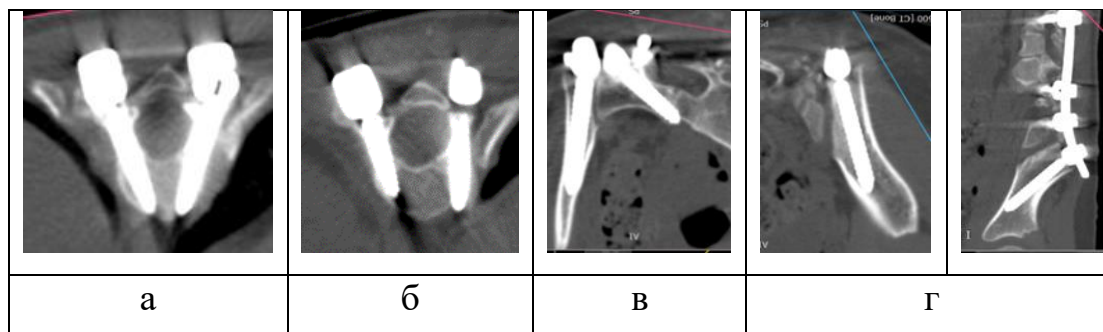


Рис. 7.10. КТ позвоночника после операции: а – Th7 позвонок, б – Th8 позвонок, в – крестец и левая подвздошная кость, г – правой подвздошной кости

7.1.4. Обоснование алгоритма хирургического лечения детей с врожденными деформациями позвоночника при множественных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования

Проведенные исследования, сравнительный анализ полученных результатов, а также изучение данных профильных научных публикаций позволили обосновать и предложить алгоритм использования программы-планировщика, шаблонов-направителей и системы активной оптической 3D-КТ навигации) при коррекции деформации позвоночника у детей с врожденными деформациями позвоночника грудной и поясничной локализации на фоне множественных пороков развития позвонков.

На первом этапе после загрузки данных КТ ребенка с ВДП на фоне множественных пороков развития в ППМХОП на основании разработанных критериев целесообразности применения ШН, приведенных в разделе 7.1.2, проводят выбор метода навигационной ассистенции – ШН или система активной оптической 3D-КТ навигации. После этого осуществляют в ППМХОП планирование уровня и объема вертебротомии, компоновки спинальной металлоконструкции. Следующим этапом в случае

целесообразности применения ШН последовательно проводят планирование траектории и типоразмеров ТВ в ППМХОП, моделирование и печать ШН для установки ТВ и корригирующих вертебротомий для интраоперационного этапа работы (выполнение корригирующих вертебротомий и установки ТВ при помощи ШН).

В тех случаях, когда применение ШН не целесообразно, планирование траектории и типоразмеров ТВ выполняют в навигационной станции. Затем осуществляется планирование референтных точек для процедуры интраоперационной регистрации. Выполнение корригирующих вертебротомий и установки ТВ спинальной системы проводят при помощи системы активной оптической 3D-КТ навигации (рис. 7.11).

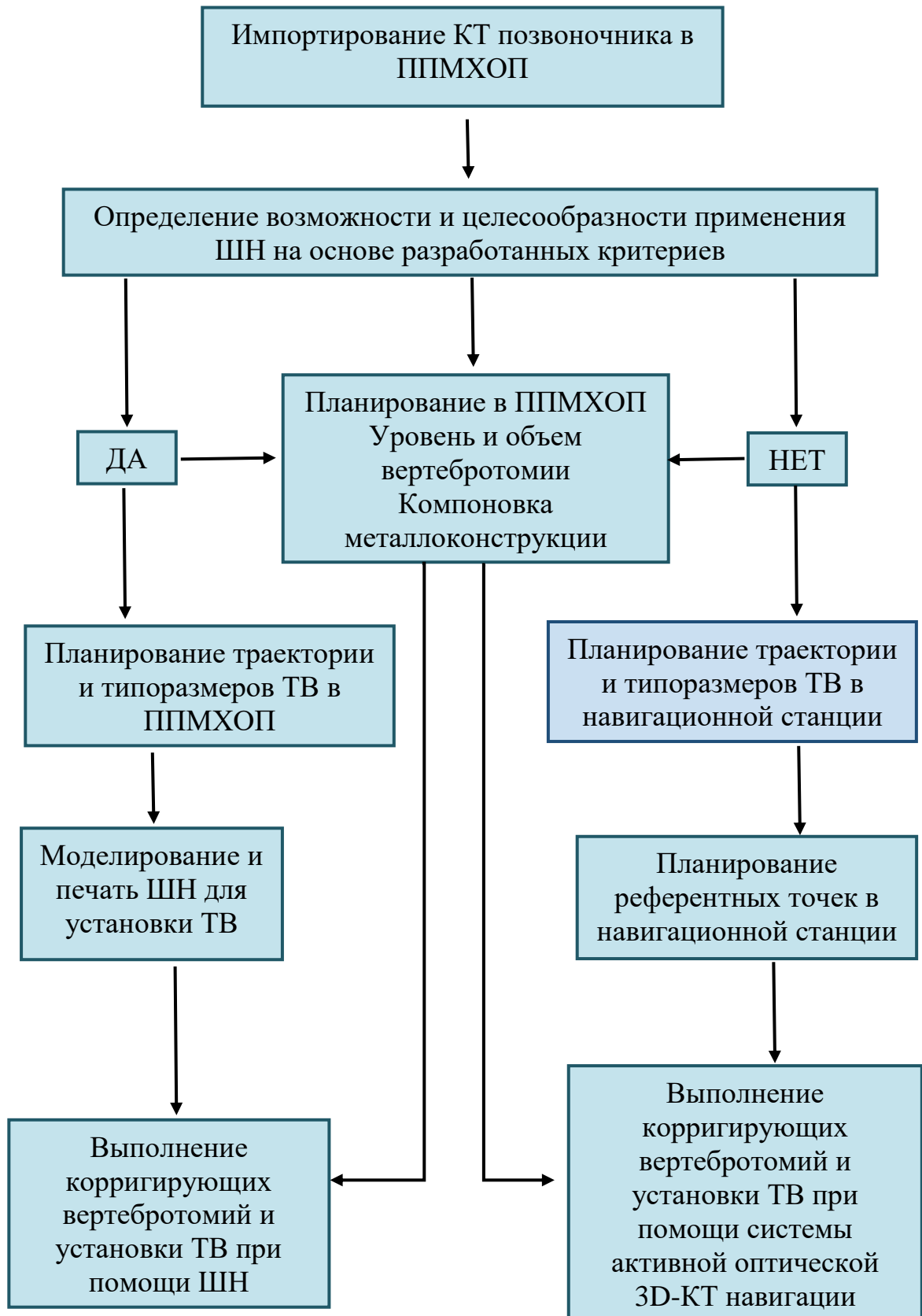


Рис. 7.11. Алгоритм хирургического лечения детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования

Резюме

Таким образом, применение предложенного нами и подробно представленного в настоящем разделе алгоритма хирургического лечения детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования позволило достичь большей величины коррекции ВДП (сколиотический компонент в среднем: Гр-1 – 88% и Гр-2 – 82% versus Гр-3 – 61,2%, $F=21,1$, $p<0,001$; кифотический компонент в среднем: Гр-1 – 82% и Гр-2 – 80% versus Гр-3 – 58%, $F=18,1$, $p<0,001$), сократить временные затраты на установку транспедикулярных опорных элементов (в среднем для Гр-1 - 34 секунды и Гр-2 – 74 секунды versus Гр-3 - 118 секунд, $F=18,8$, $p<0,001$), достичь высокой точности и корректности имплантации ТВ в позвонки (в Гр-1 - 94,3% и в Гр-2 – 91,5% versus Гр-3 - 73,5%, $H=52,3$, $p<0,001$).

7.2. Результаты хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер

7.2.1. Общая характеристика групп пациентов

В ходе исследования проанализированы результаты хирургического лечения 25 детей с врожденными деформациями грудного и груднопоясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков (нарушение формирования и сегментации позвонков, смешанные пороки развития) и синостозом ребер. Пациентам выполняли коррекцию ВДП при помощи реберно-позвоночных металлоконструкций в отделении патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» в период с 2012 по 2023 год.

Пациенты были разделены на 2 группы: группа 1, 10 наблюдений (Гр-1, дети, оперированные с применением усовершенствованной низкопрофильной реберно-позвоночной системы с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования); группа 2, 15 наблюдений (Гр-2, дети, у которых коррекцию деформацию позвоночника выполняли с применением реберно-позвоночных систем без использования технологий 3D-моделирования и прототипирования). Гр-1 являлась основной проспективной группой, Гр-2 – контрольной и являлась по времени набора материала ретроспективно-проспективной.

Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеру деформации представлена в таблице 7.9.

Таблица 7.9. Сравнительная характеристика пациентов по возрасту, полу и характеристике деформации, М (min-max)

Характеристика групп	Группа 1	Группа 2
№ наблюдений	10	15
Возраст, лет	4 (2-8)	5 (3-9)
Пол (мальчики/девочки)	4/6	6/8
Протяженность дуги искривления ВДП	6,5 (5-10)	6 (4-9)
Величина сколиотической деформации, градусы по Cobb	72 (48-102)	62 (30-90)
Величина кифотической деформации, градусы по Cobb	45 (5-70)	38 (14-62)

Распределение по полу в Гр-1 составило 4 (40%) мальчика и 6 (60%) девочек, в Гр-2 - 7 (46,7%) и 8 (53,3%), соответственно. Средний возраст пациентов в Гр-1 составил 4 года, в Гр-2 – 5 лет. Протяженность дуги ВДП составила в Гр-1 – 6,5 позвонков в среднем, в Гр-2 – 6 позвонков. Средняя величина сколиотической деформации в Гр-1 составила 72⁰ по Cobb, в Гр-2 – 62⁰ по Cobb. Средняя величина кифотической деформации в Гр-1 составила 45⁰ по Cobb, в Гр-2 – 38⁰ по Cobb. Группы были сопоставимы по возрасту, полу и характеристикам деформаций.

7.2.2. Особенности хирургического лечения детей с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы

При осуществлении хирургического лечения детей с деформациями позвоночника и грудной клетки на фоне множественных пороков развития позвонков и синостозом ребер особенностью в исследуемой Гр-1 являлось обязательное проведение предоперационного планирования в ППМХОП на основании полученных данных КТ позвоночника и грудной клетки пациента.

Предварительное определение компоновки реберно-позвоночной системы проводили с учетом предполагаемых точек установки опорных элементов. Проводили планирование оптимальной траектории и подбор типоразмеров транспедикулярных опорных элементов для создания каудальной опорной площадки реберно-позвоночной системы. Особенностью дизайна планируемых ШН для установки ТВ являлось их одностороннее расположение по вогнутой стороне деформации позвоночника с моносегментарной зоной контакта. Очередной особенностью хирургического лечения детей с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы являлся подбор в ППМХОП диаметра и длины позвоночной штанги, необходимых размеров пластины раздвижной с учетом их взаимного расположения и расстоянием между краниальным винтом и реберно-позвоночным коннектором в зависимости от длины применяемой штанги (рис. 7.12).

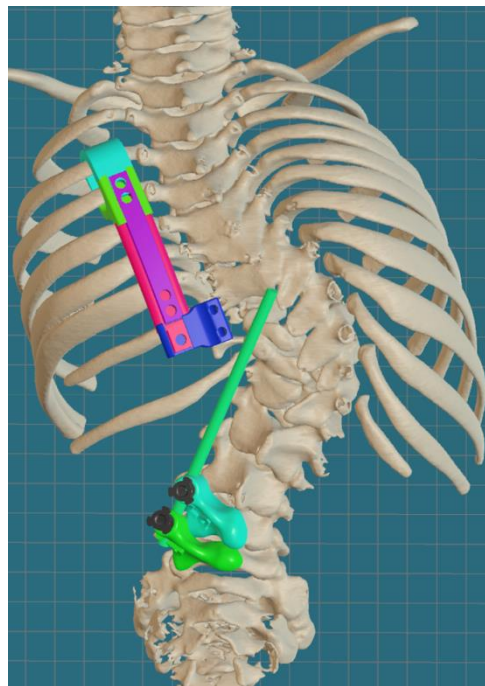


Рис. 7.12. Предоперационное планирование компоновки элементов реберно-позвоночной системы и ШН

Обоснование выбора оптимальных вариантов компоновки реберно-позвоночной системы у детей с тяжелыми врожденными деформациями позвоночника и грудной клетки проводили на основании компьютерного моделирования критических осевых нагрузок тестовых образцов трехмерных математических моделей низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции (базы данных РФ №2023623833, №2023623835, №2023623834, №2023624050).

Дополнительно осуществляли 3D-прототипирование позвоночника и грудной клетки и моделирование установки низкопрофильной реберно-позвоночной системы (рис. 7.13).

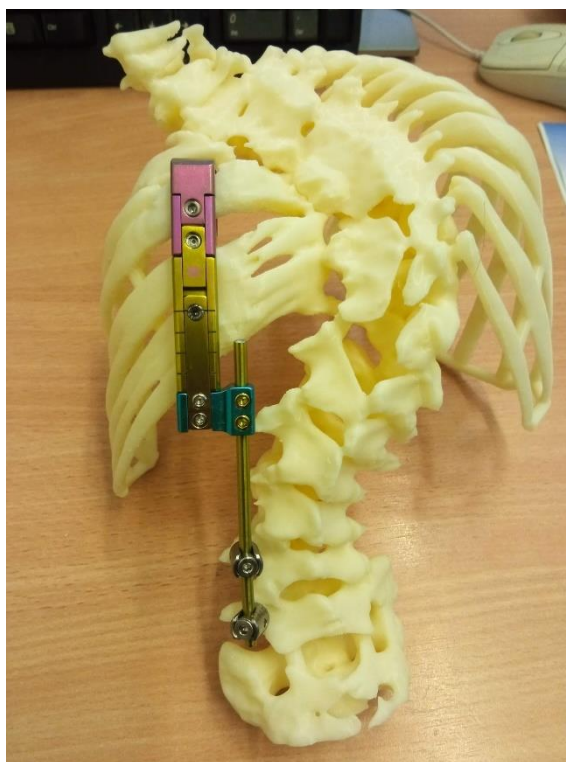


Рис. 7.13. Предоперационный этап 3D-прототипирования позвоночника и грудной клетки, моделирование установки низкопрофильной реберно-позвоночной системы

Такой подход позволил создать условия для достижения максимально эффективного исправления ВДП у данной категории пациентов за счет оптимального распределения корригирующих усилий между опорными элементами низкопрофильной реберно-позвоночной системы.

Особенностью интраоперационного этапа при использовании низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции являлось положение пациента на операционном столе в положении на боку, противоположном стороне нарушения сегментации позвонков грудного/грудопоясничного отдела позвоночника. Выполняли хирургический доступ вдоль внутреннего края лопатки к области вогнутой половины грудной клетки на уровне синостозированных ребер. После этого проводили продольные остеотомии ребер на уровне синостоза на уровнях и протяженностью, запланированных в ППМХОП, что являлось очередной особенностью. Крючок опорный и крючок реберный краниального опорного элемента устанавливали на два краниальных ребра вогнутой половины грудной клетки и фиксировали их стопорными винтами. Осуществляли дополнительный отдельный доступ вдоль линии остистых отростков позвоночника в области каудальной части сколиотической деформации (рис. 7.14).



Рис. 7.14. Интраоперационный этап – выполнение доступов, продольных остеотомий и установки реберного краниального захвата

Скелетировали костные структуры задней опорной колонны позвоночника только с вогнутой стороны и при помощи ШН устанавливали транспедикулярные опорные элементы с вогнутой стороны деформации для формирования дистальной опорной площадки, что являлось очередной

особенностью. Затем тупым путем формировали субмышечный канал между двумя отдельными хирургическими ранами. Выполняли проведение штанги через сформированный субмышечный канал. Затем штангу соединяли с транспедикулярными опорными элементами и фиксировали стопорными винтами. Посредством переходника осуществляли соединение штанги с внутренней частью основания и фиксировали стопорными винтами (рис. 7.15).

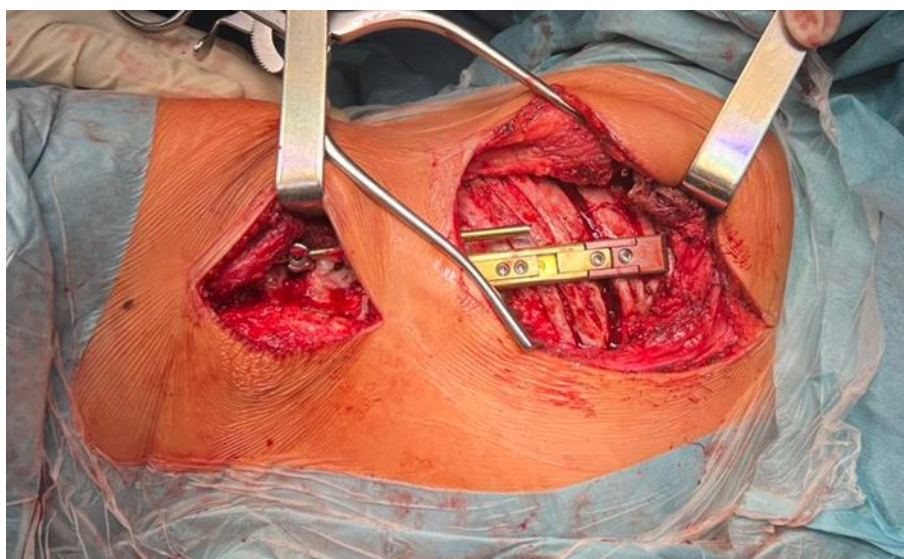


Рис. 7.15. Интраоперационный этап – монтаж реберно-позвоночной системы

Далее осуществляли дистракцию путем параллельного линейного перемещения частей основания относительно друг друга. После чего выполняли дистракцию за счет смещения переходника по штанге в краниальном направлении. После завершения дистракции основание фиксировали стопорным винтом.

Особенностью этапа коррекция ВДП и грудной клетки являлось использование динамометрического дистрактора (патент РФ № 227005), позволяющего определять величину дистрагирующих сил, и тем самым, контролировать и предотвращать избыточные осевые нагрузки на установленную реберно-позвоночную систему (рис. 7.16).



Рис. 7.16. Интраоперационный этап коррекции ВДП и грудной клетки при помощи динамометрического дистрактора

7.2.3. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер

При проведении сравнительного анализа достигнутой величины коррекции ВДП у пациентов Гр-1 и Гр-2 выявлена статистически значимая разница между соответствующими средними значениями генеральной совокупности (табл. 7.10). Так величина коррекции сколиотического компонента деформации позвоночника составила в среднем в Гр-1 – 42,7%, а в Гр-2 – 20,7% ($p < 0,05$). Величина коррекции кифотического компонента деформации составила в среднем в Гр-1 – 24,3%, а в Гр-2 – 13,4% ($p < 0,05$).

Таблица 7.10. Статистические данные сравнительного анализа результатов хирургического лечения в Гр-1 и Гр-2, М (min-max)

Показатели	Группа 1	Группа 2
Сколиотическая деформация после операции, градусы по Cobb	41 (28-58)	49 (24-71)
Величина коррекции сколиотической деформации, в %	42,7 (34,2-56,9)	20,7 (16,4-28,6)*
Кифотическая деформация после операции, градусы по Cobb	34 (4-53)	33 (12-54)
Величина коррекции кифотической деформации, в %	24,3 (18,6-32,4)	13,4 (9,8-25,4)*
Дестабилизация металлоконструкции	0	5*

Примечание: * - статистически значимое ($p < 0,05$) межгрупповое различие между показателями

В Гр-1 за период от момента первичной операции до проведения последующей этапной коррекции ВДП, в течение 6 – 12 месяцев, дестабилизации реберно-позвоночной металлоконструкции не выявлено ни в одном из 10 наблюдений. Не отмечено также таких осложнений как трофические нарушения кожных покровов в области опорных элементов имплантированной металлоконструкции, потеря полученной коррекции ВДП, развитие контактного кифоза и неврологических нарушений.

У пяти пациентов в Гр-2 (33,3%) была выявлена дестабилизация металлоконструкции в период от 3 до 6 месяцев после операции, приведшая к потере коррекции ВДП, что потребовало проведения ревизионных вмешательств для осуществления замены сломанного позвоночного стержня,

восстановления стабильности реберно-позвоночной системы и коррекции деформации позвоночника и грудной клетки.

Во всех 5 случаях дестабилизация была обусловлена переломом позвоночного стержня выше краниального транспедикулярного опорного элемента, что соответствует данным проведенного твердотельного моделирования по определению критических осевых нагрузок тестовых образцов трехмерных математических моделей низкопрофильных реберно-позвоночных систем.

На основании данных послеоперационной КТ позвоночника методом ретроспективной реконструкции в ППМХОП проведена оценка опороспособности установленных реберно-позвоночных систем в Гр-2 у 5 пациентов с дестабилизацией металлоконструкции. Проведен анализ диаметра и длины использованного позвоночного стержня, длины реберной части металлоконструкции. Полученные значения были сопоставлены с весовыми характеристиками детей и расчетными данными критических осевых нагрузок по проведенному твердотельному моделированию методом конечных элементов. Во всех 5 случаях дестабилизации установленных металлоконструкций, обусловленных переломом позвоночного стержня выше краниального транспедикулярного опорного элемента, отмечено превышение критических осевых нагрузок при использованных компоновках реберно-позвоночных систем в Гр-2.

Эти данные подтверждаются проведенным корреляционным анализом с использованием коэффициента ранговой корреляции Кендалла у пациентов Гр-1 и Гр-2 в совокупности, показавшим корреляционную связь между превышением расчетной критической осевой нагрузки и переломом позвоночного стержня реберно-позвоночной системы ($r=0,69$).

Клинический пример (Гр-1). Коррекция и стабилизация ВДП и грудной клетки низкопрофильной реберно-позвоночной металлоконструкцией

Пациент И., 3 года 4 месяца, рост – 96 см, вес – 15,5 кг.

Диагноз: Врожденный правосторонний кифосколиоз грудного отдела позвоночника на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостоза 6, 7, 8 ребер слева.

На рентгенограммах позвоночника - величина правосторонней сколиотической дуги на уровне ThVI-LII позвонков 92° по Cobb, в сагиттальной плоскости - кифозирование грудного отдела до 70° по Cobb (рис. 7.17).

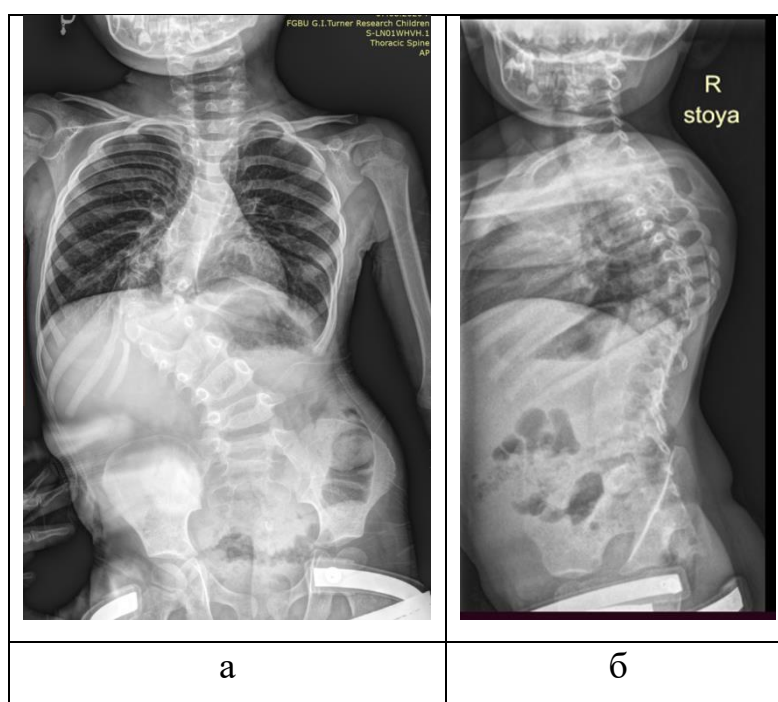


Рис 7.17. Рентгенограммы пациента до операции: а – прямая проекция, б – боковая проекция

Планируемая компоновка реберно-позвоночной системы по данным программы-планировщика следующая: диаметр штанги – 4,0 мм, длина штанги – 100 мм, длина основания – 40 мм. Критическая осевая нагрузка для такой компоновки низкопрофильной реберно-позвоночной системы составляет 243 Н. С учетом предела текучести сплава титана ВТ-6

рекомендуемая сила distraction не должна превышать 194 Н. После подбора оптимальной компоновки реберно-позвоночной системы проведено планирование траектории и типоразмеров ТВ, смоделированы шаблоны-направители для установки ТВ.

Ход хирургического вмешательства. В положении пациента на правом боку выполнен J-образный доступ, огибающий медиальный край левой лопатки. Выполнены продольные остеотомии синостоза на уровне 7-8 и 8-9 ребер. Установлен реберный захват «опорный элемент, пластина раздвижная длиной 40 мм, коннектор», выполнен разрез на уровне L2-L4 позвонков, выполнено скелетирование дорсальных структур позвонков L3 и L4 слева относительно линии остистых отростков, установлены шаблоны-направители с титановыми втулками. При помощи дрели с диаметром сверла 2,7 мм сформированы траектории для транспедикулярных опорных элементов. Проведена верификация костных сформированных каналов пуговчатым зондом. Установлены два ТВ запланированных размеров.

Время формирования каналов составило 4 и 5 секунд, время установки ТВ составило 20 и 24 секунды, соответственно. Рентген-контроль на этапе формирования костных каналов и установки ТВ не осуществляли.

В транспедикулярные опорные элементы уложена позвоночная штанга диаметром 4,0 мм, фиксирована стопорными винтами, соединена при помощи коннектора с раздвижной пластиной. При помощи дистрактора, оснащенного блоком динамометрическим (патент РФ № 227005) выполнена distraction. Приложенное усилие в ходе distraction составило 14 кг, что не превысило рекомендуемой силы distraction в 194 Н (19,8 кг). Достигнута запланированная коррекция врожденной деформации позвоночника. Выполнен рентгенконтроль – положение конструкции стабильное, правильное. По данным контрольных рентгенограмм коррекция сколитической деформации на уровне ThVI-LII позвонков составила 37% (34 градуса по Cobb), сагиттальный профиль приближен к физиологическому – величина грудного кифоза – 50 градусов по Cobb. Положение

металлоконструкции по данным КТ позвоночника и грудной клетки - стабильное, правильное. Отмечается корректное положение транспедикулярных опорных элементов – SLIM+V=Grade 0, реберный захват фиксирует два ребра (рис. 7.18 и рис. 7.19).

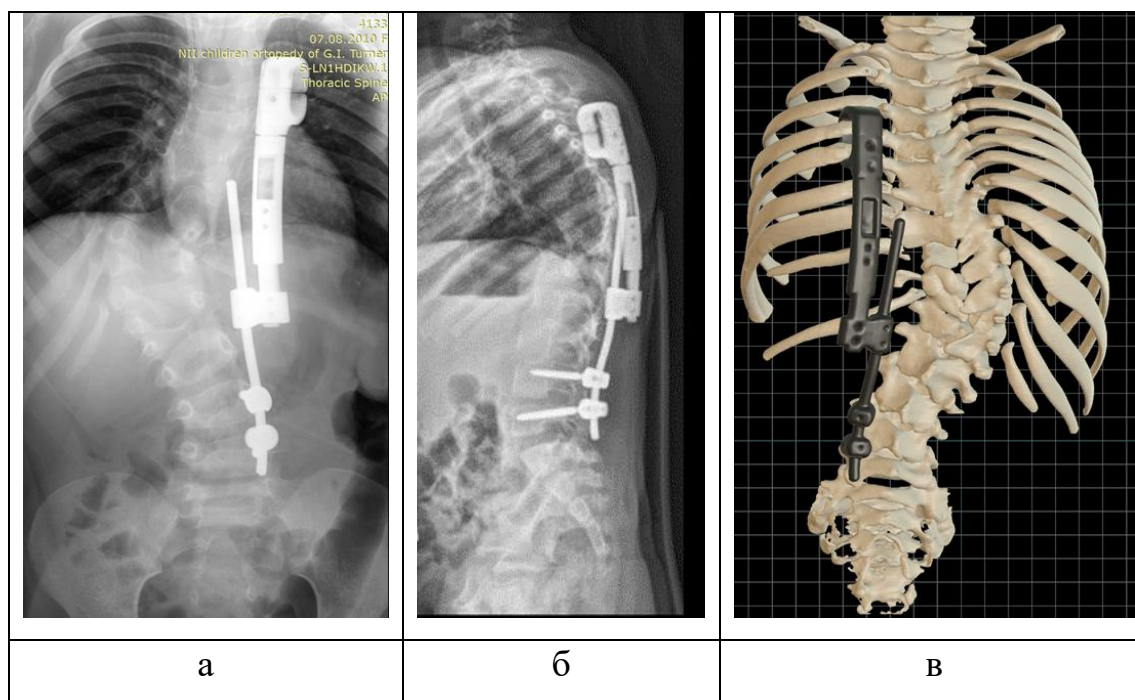


Рис. 7.18. Контрольные рентгенограммы позвоночника после операции: а – прямая проекция б – боковая проекция; в – реконструкция послеоперационного КТ позвоночника и грудной клетки в ППМХОП

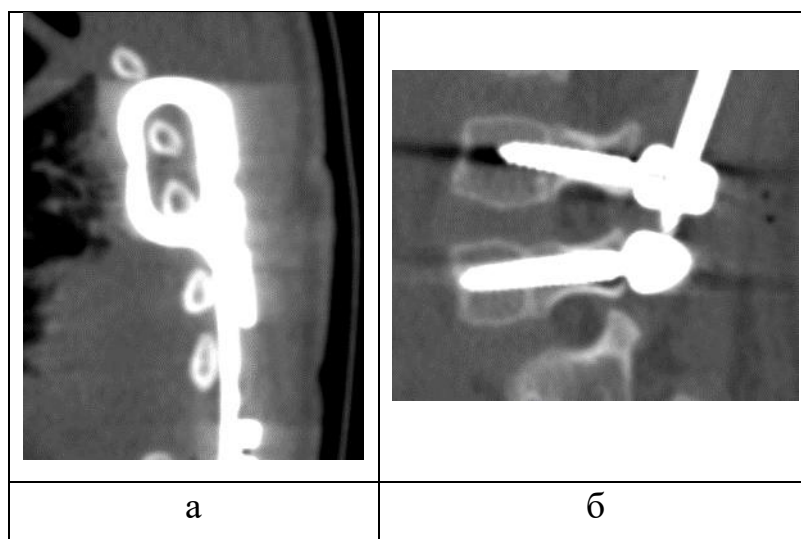


Рис. 7.19. КТ позвоночника после операции: а - положение реберного захвата, б – позиция ТВ

Послеоперационный период протекал гладко. Пациент вертикализирован на 3-е сутки. Заживление послеоперационных ран первичным натяжением.

7.2.4. Обоснование алгоритма хирургического лечения детей с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы

Проведенные исследования, сравнительный анализ полученных результатов, а также изучение данных профильных научных публикаций позволили обосновать и предложить алгоритм хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника грудной и грудопоясничной локализации и синостозом ребер с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы.

На первом этапе данного алгоритма осуществляют загрузку данных КТ пациента с ВДП на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостозом ребер в ППМХОП.

Затем проводят предоперационное планирование в программе планировщике, включающее в себя: создание оптимальной траектории и типоразмеров ТВ; моделирование и печать ШН для установки ТВ с учетом особенностей их дизайна, разработанного для данной категории пациентов; предварительное определение необходимой компоновки низкопрофильной реберно-позвоночной системы с учетом предполагаемых точек установки опорных элементов металлоконструкции.

Следующим этапом проводят сопоставление имеющихся значений критической осевой нагрузки для смоделированной компоновки низкопрофильной реберно-позвоночной системы и рекомендуемой максимальной силы distraction, определяемой на основании веса ребенка. В тех случаях, когда вес пациента превышает имеющиеся критические осевые нагрузки, проводят корректировку размеров компонентов реберно-позвоночной системы на основании баз данных, полученных при проведении твердотельного моделирования методом конечных элементов. После

отработки на этапе предоперационного планирования и 3D-моделирования оптимальной компоновки металлоконструкции осуществляют имплантацию системы пациенту с ВДП и синостозом ребер. (рис. 7.20).

Коррекцию врожденной деформации позвоночника и грудной клетки проводят при помощи разработанного в ходе настоящего исследования динамометрического дистрактора (патент РФ № 227005), позволяющего интраоперационно контролировать силу дистракции.



Рис. 7.20. Алгоритм хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы

Резюме

Таким образом, применение предложенного нами и подробно представленного в настоящем разделе алгоритма хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер с использованием оригинальной разработанной низкопрофильной реберно-позвоночной системы, основанного на технологиях 3D-моделирования и прототипирования, позволило достичь большей величины коррекции ВДП в основной группе по сравнению с контрольной (коррекция сколиотического компонента в среднем: Гр-1 – 42,7% versus Гр-2 – 20,7% ($p < 0,05$); коррекция кифотического компонента в среднем: Гр-1 – 24,3% versus Гр-2 – 13,4%, $p < 0,05$) и предотвратить дестабилизацию металлоконструкции в основной группе исследования (в Гр-1 - 0% versus Гр-2 - 33,3%, $p < 0,05$).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Деформации позвоночника у детей с врожденным сколиозом, требующие проведения хирургической коррекции, являются одним из важных и ключевых направлений современной вертебрыологии. В последнее время для коррекции ВДП у детей применяются ТПФ и реберно-позвоночные системы. Оптимальным возрастом хирургического лечения данной категории пациентов является дошкольный и дошкольный периоды. Однако, ТПФ у пациентов данной возрастной категории является технически сложной процедурой, сопряженной с развитием различных осложнений. Применение реберно-позвоночных систем по имеющимся данным литературы ассоциировано с большим процентом осложнений. При анализе профильной научной литературы не было обнаружено исследований, позволяющих обосновать систему применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с врожденными деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника, что и послужило основанием для проведения настоящей работы.

Для реализации цели диссертационного исследования было поставлено восемь задач, решение которых далее последовательно представлено по тексту заключения.

Для решения первой задачи были разработаны оригинальные испытательно-калибровочный стенд и блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника. При проведении стендовых испытаний по определению нагрузок и корригирующих усилий спинальных систем, используемых для коррекции ВДП грудной и поясничной локализации у детей, на позвоночном блоке испытательно-калибровочного полифункционального стенда установлена усредненная величина нагрузки (12,7 кг), оказываемой транспедикулярными опорными элементами диаметром 3,5 мм и длиной 30 мм при проведении контракции при выполнении коррекции ВДП у детей

дошкольного возраста. Данное значение использовано в последующем для твердотельного моделирования нагрузок методом конечных элементов у детей дошкольного возраста с моносегментарной ТПФ при изолированных пороках развития позвоночника.

Проведенные стендовые испытания низкопрофильных реберно-позвоночных систем при помощи позвоночного и реберного дистракторов, оснащенных тензодатчиками, позволили определить величину усилий, возникающих на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной системы при осуществлении distraction. Установлено, что усредненное максимальное значение в целом для всех типоразмеров пластин составило 31,2 кг. Необходимо отметить, что данные показатели имеют важное значение при сопоставлении с результатами исследования прочностных характеристик низкопрофильных реберно-позвоночных систем методом конечных элементов. Установлено, что применение позвоночного дистрактора для distraction реберной части низкопрофильной реберно-позвоночной системы за счет эффекта «заклинивания» выдвигной пластины в основании реберной части приводит к снижению развиваемой силы давления опорными элементами конструкции по сравнению с реберным дистрактором ($p < 0,05$) на 34,2% (20,2 кг), что необходимо учитывать в ходе хирургического вмешательства.

Созданный в ходе исследования оригинальный блок динамометрический для контракции и distraction при хирургическом лечении деформаций позвоночника позволил объективизировать величину прилагаемых сил к опорным элементам спинальных систем и осуществлять дозированную контролируемую нагрузку. Динамометрический контрактор был откалиброван в диапазоне от 0 до 20 кг, динамометрический дистрактор - в диапазоне от 0 до 30 кг. Полученные результаты стендовых исследований легли в основу последующего твердотельного моделирования методом конечных элементов.

В ходе решения второй задачи на основании физико-механической модели позвонков у детей преддошкольного и дошкольного возраста с ВДП с учетом возникающих нагрузок на позвоночно-двигательный сегмент при его фиксации транспедикулярными опорными элементами методом конечных элементов было установлено, что основание дуги и тело позвонка у детей до 3-х лет имеют меньший предел прочности $\sigma_{и}$ по сравнению с детьми школьного возраста, предел прочности основания дуги позвонка составил 6.8 МПа против 17 МПа, соответственно. Для достижения предела прочности в основаниях дуг позвонков у ребенка в возрасте до 3-х лет достаточно нагрузки величиной в 13,3 кг, в младшем школьном возрасте - предел прочности в основании дуги позвонков достигался при нагрузке порядка 20,4 кг при использовании транспедикулярного опорного элемента с диаметром резьбовой части 3.5 мм. Данные результаты согласуются с клиническими данными, так как дестабилизация в виде проминания костной ткани позвонка транспедикулярным винтом при моносегментарной ТПФ и радикально выполненной коррекции врожденной деформации позвоночника на фоне изолированного порока развития встречается значительно чаще у детей дошкольного возраста. При «свободном» ходе ТВ не выявлено взаимосвязи между увеличением диаметра резьбовой части ТВ и снижением напряжений в костной ткани позвонка. Выявлен эффект повышения напряжений при использовании винта диаметром 4,5 мм по сравнению с винтом 3,5 мм в зоне вхождения ТВ в костную ткань позвонка. При ходе винта по штанге перераспределение напряжений меняется и обретает линейную зависимость – чем больше диаметр винта, тем меньше напряжение в костной ткани позвонка. Причем, наибольшую нагрузку как при «свободном» ходе ТВ, так и по штанге оказывают транспедикулярные опорные элементы с диаметром резьбовой части 3.0 мм. При контракции по выпуклой стороне, моделирующей окончательный этап коррекции деформации позвоночника, при всех четырех вариантах типоразмеров винтов (3.0 мм, 3.5 мм, 4.0 мм, 4.5 мм) практически не происходит превышения предела прочности костной

ткани позвонков. Однако, при повышенной нагрузке (имитация активного мышечного напряжения и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде) отмечено превышение установленных пределов прочности для тел и оснований дуг позвонков. Использование транспедикулярно-ламинарного опорного элемента в модели моносегментарной фиксации после экстрипации полупозвонка у детей дошкольного возраста при диаметрах резьбовой части ТВ 3,5 мм и 3,0 мм позволяет вывести значения нагрузок из критической зоны напряжений в костной ткани позвонка. При моделировании изолированного напряжения в костной ткани позвонка ребенка дошкольного возраста установлено, что ТВ с диаметром резьбовой части 4.5 мм положительно влияет на минимально допустимую величину костной массы, находящейся между давящей поверхностью резьбовой части ТВ и кортикальным слоем позвонка (замыкательная пластинка тела позвонка и кортикал основания дуги) по сравнению с ТВ 3.5 мм. Углубленное исследование на трещиноустойчивость показало значительное преимущество в снижении нагрузки на костную ткань позвонка ребенка дошкольного возраста при использовании ТВ диаметром 4,5 мм по сравнению с ТВ диаметром 3,5 мм. При повышенной нагрузке в 290 Н (имитация активного мышечного напряжения и вертикализации ребенка в послеоперационном периоде) роста трещины не происходит, что свидетельствует о повышении надежности фиксации и уменьшения разрушающего эффекта резьбовой части ТВ диаметром 4.5мм на фиксируемый позвонок.

В ходе решения третьей задачи было проведено масштабное твердотельное моделирование критических осевых нагрузок на низкопрофильные реберно-позвоночные системы при различных комбинациях типоразмеров ее компонентов с использованием метода конечных элементов. В расчетах были приняты варианты компоновки основаниями длиной 40 мм, 50 мм, 60 мм и 70мм с соответствующими пластинами; со штангами диаметром 3.5, 4.0, 4.5 и 5.0 мм и длиной 100мм и 200мм. Выявленная однотипность зоны вероятной локализации усталостного

перелома низкопрофильной реберно-позвоночной металлоконструкции, а именно, в области позвоночного стержня над проксимальным транспедикулярным винтом, достигнутая в ходе разработки и корректировки конструктивных особенностей данной спинальной системы позволяет проводить профилактику усталостных переломов путем подбора необходимого диаметра стержня на основе запланированной предоперационно компоновки металлоконструкции и с учетом величины корригирующего усилия, достигаемого интраоперационно в ходе distraction.

По результатам, полученным при моделировании, были составлены сводные таблицы применимости тех или иных комбинаций реберно-позвоночных конструкций в зависимости от величины осевой нагрузки для соотношения полученных значений с массой пациента при выборе компоновки и прогнозирования устойчивости низкопрофильной реберно-позвоночной металлоконструкции при проведении предоперационного планирования и 3D-моделирования хода хирургического вмешательства в программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике».

Необходимо отметить, что полученные средние значения напряжений (198.5 Н - 270.5 Н) в реберно-позвоночных системах с наиболее частыми применяемыми комбинациями типоразмеров ее элементов свидетельствуют о возможности использования данных компоновок у детей дошкольного и младшего школьного возраста с врожденными деформациями позвоночника на фоне множественных пороков развития позвоночника и синостоза ребер.

В ходе решения четвертой задачи была разработана оригинальная программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» для проведения 3-D моделирования и 3-D прототипирования методов хирургической коррекции и усовершенствованных спинальных систем для лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации.

ППМХОП представлена следующими блоками:

- А - блок диагностики и 3D-прототипирования предоперационной модели позвоночника;
- В - блок 3D-планирования объема и характера хирургических вмешательств на костных структурах позвоночника в пространстве с использованием средств 3D-графики;
- С - блок 3D-планирования и прототипирования опорных элементов, стержней и других компонентов индивидуальной металлоконструкции;
- D - блок 3D-планирования и прототипирования оценки конечного результата предполагаемого оперативного вмешательства.

Необходимо отметить, что данная программа-планировщик позволила осуществить персонифицированный подход к выбору оптимального метода хирургического лечения с возможностью использования ШН и индивидуальных спинальных металлоконструкций в зависимости от клинико-лучевой картины врожденной деформации позвоночника.

В ходе выполнения работы был создан алгоритм работы в программе-планировщике «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» при планировании хирургического лечения детей с тяжелыми врожденными деформациями, основанный на использовании созданных блоков А, В, С и D с возможностью моделирования объема хирургического вмешательства и применяемой металлоконструкции как на этапе *in silico* (3D-моделирование), так, при необходимости, на этапе *in vitro* (3D-прототипирование).

ППМХО позволила осуществить 3D - моделирование и 3D-прототипирование образцов усовершенствованных спинальных систем, что послужило основанием для разработки линейки спинальных систем, защищенных патентами РФ и евразийскими патентами (низкопрофильная реберно-реберная и реберно-позвоночная конструкция, транспедикулярные спинальные системы для детей дошкольного и младшего школьного возраста, транспедикулярно-ламинарный эндокорректор позвоночника).

Необходимо отметить, что в настоящее время в ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии имени Г.И. Турнера» Минздрава России для хирургического лечения детей с ВДП применяются разработанные в клинике спинальная система ВЕК 3,5, предназначенная для хирургического лечения детей с патологией позвоночника в возрасте до 3-х лет, и спинальная система ВЕК 4,5, предназначенная для хирургического лечения детей с патологией позвоночника дошкольного и младшего школьного возраста.

Использование разработанного подхода и технологии проведения опорных элементов металлоконструкции позволило получить возможность индивидуального подхода к хирургической коррекции деформации у детей с тяжелыми врожденными искривлениями позвоночника различной локализации с учетом варианта аномалий позвоночного столба, анатомо-антропометрических параметров костных структур тел позвонков, их пространственных взаимоотношений и прочностных характеристик.

В рамках решения пятой, шестой и седьмой задач были проведены сравнительные клинические исследования в сопоставимых группах 225 профильных пациентов, у которых применялись технологии 3D-моделирования и прототипирования, с аналогичными группами, при лечении которых применялся метод «свободной руки».

Для решения пятой задачи были проанализированы результаты лечения 120 детей дошкольного возраста с ВДП грудной и поясничной локализации с изолированными пороками развития (полупозвонки и бабочковидные позвонки) в 2-х группах. Всем пациентам выполняли экстирпацию или резекцию аномального позвонка из комбинированного или дорсального доступов с последующей коррекцией и стабилизацией достигнутого результата многоопорной дорсальной металлоконструкцией. В первой группе (60 пациентов) при хирургическом лечении применялись технологии 3D-моделирования и прототипирования, во второй группе сравнения (60 детей) операции были выполнены с применением метода «свободной руки».

В ходе выполнения исследования были определены особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с ВДП. На этапе интраоперационной работы было установлено, что оптимальным дизайном ШН является моносегментарный с площадью контакта, включавший в себя грани остистого отростка, дугу и поперечные отростки позвонка.

При анализе достигнутой величины коррекции ВДП у пациентов первой и второй групп статистически достоверных различий получено не было. Однако, имелись различия по протяженности фиксации металлоконструкцией и количеству повторных вмешательств, обусловленных дестабилизацией транспедикулярных систем в раннем послеоперационном периоде у пациентов. В ходе выполнения работы был создан алгоритм хирургического лечения детей с изолированными ВДП с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования. Применение данного алгоритма позволило, в целом, в первой группе по сравнению со второй уменьшить протяженность металлоконструкции - 2,3 позвонка versus 3,4 ($p < 0,05$), уменьшить временные затраты на установку транспедикулярных опорных элементов - 31,3 секунд versus 112,9 секунд ($p < 0,05$), снизить интраоперационную лучевую нагрузку – 0,18 mZv versus 0,54 mZv ($p < 0,05$), достичь высокой точности и корректности имплантации ТВ в позвонки - 97,9% versus 78,8% ($p < 0,05$) и полностью исключить дестабилизацию металлоконструкции в случае выполнения моносегментарной ТПФ.

Для решения шестой задачи были проанализированы результаты лечения 80 детей с ВДП грудной и поясничной локализации на фоне множественных пороков развития позвонков в трёх группах. Пациентам выполняли корригирующие вертебротомии из комбинированного или дорсального доступов с последующей коррекцией и фиксацией многоопорной дорсальной металлоконструкцией. Дети были разделены на 3 группы: в первой группе (20 пациентов) при хирургическом лечении

применялись ШН; вторую группу составили 30 детей, оперированных с применением системы активной оптической 3D-КТ навигации; и третья группа - 30 детей, оперированных с применением метода «свободной руки». Первая и вторая группы являлись основными, третья – контрольной группой исследования.

В ходе выполнения исследования были определены особенности применения технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков. Так, при использовании ШН по функциональному назначению было выделено два типа: ШН для выполнения корригирующей вертебротомии и ШН для установки ТВ. Установлено, что использование полисегментарного ШН с ограниченной адресной площадью контакта с дорсальной поверхностью позвоночника обеспечивает надежное «сцепление» между ШН и позвонками, достигая при этом корректной установки ТВ в заданном направлении. Определены критерии возможности и целесообразности применения ШН при множественных пороках развития позвоночника.

В ходе выполнения работы был обоснован алгоритм хирургического лечения детей с ВДП при множественных пороках развития позвонков с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования. Применение данного алгоритма позволило достичь большей величины коррекции ВДП (сколиотический компонент в среднем: Гр-1 – 88% и Гр-2 – 82% versus Гр-3 – 61,2%, $F=21,1$, $p<0,001$; кифотический компонент в среднем: Гр-1 – 82% и Гр-2 – 80% versus Гр-3 – 58%, $F=18,1$, $p<0,001$), сократить временные затраты на установку транспедикулярных опорных элементов (в среднем для Гр-1 - 34 секунды и Гр-2 – 74 секунды versus Гр-3 - 118 секунд, $F=18,8$, $p<0,001$), достичь высокой точности и корректности имплантации ТВ в позвонки (в Гр-1 - 94,3% и в Гр-2 – 91,5% versus Гр-3 - 73,5%, $H=52,3$, $p<0,001$).

Для решения седьмой задачи был проведен сравнительный анализ результатов лечения 25 детей с врожденными деформациями грудного и груднопоясничного отделов позвоночника на фоне множественных пороков развития позвонков и синостоза ребер. Пациенты были разделены на 2 группы: первая группа (10 наблюдений) - дети, оперированные с применением низкопрофильной реберно-позвоночной системы с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования; вторая контрольная группа (15 наблюдений) - дети, у которых коррекцию деформацию позвоночника выполняли с применением реберно-позвоночных систем без использования технологий 3D-моделирования и прототипирования.

Выбор оптимальных вариантов компоновки реберно-позвоночной системы у детей первой группы проводили на основании компьютерного моделирования критических осевых нагрузок тестовых образцов трехмерных математических моделей низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции, что обеспечивало достижение максимально эффективного исправления ВДП у данной категории пациентов за счет оптимального распределения корригирующих усилий между опорными элементами низкопрофильной реберно-позвоночной системы. При коррекции ВДП и грудной клетки использовали оригинальный динамометрический дистрактор, позволяющий контролировать и предотвращать избыточные осевые нагрузки на установленную реберно-позвоночную систему.

В ходе выполнения работы был предложен алгоритм хирургического лечения детей с множественными пороками развития позвоночника и синостозом ребер с использованием оригинальной разработанной низкопрофильной реберно-позвоночной системы, основанный на технологиях 3D-моделирования и прототипирования, что позволило достичь большей величины коррекции ВДП в основной группе по сравнению с контрольной (коррекция сколиотического компонента - 42,7% versus 20,7%, $p < 0,05$; коррекция кифотического компонента 24,3% versus 13,4%, $p < 0,05$) и

предотвратить дестабилизацию металлоконструкции в основной группе исследования (0% versus 33,3%, $p < 0.05$).

На основании разработанных методов и алгоритмов хирургического лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования выполнено решение 8 задачи настоящего диссертационного исследования.

Необходимо отметить, что предложенные алгоритмы использования технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургической коррекции деформации позвоночника у детей с ВДП грудной и поясничной локализации, основаны на применении данных, полученных в ходе стендовых испытаний, твердотельного моделирования, применении усовершенствованных спинальных систем, и включают в себя определенную последовательность действий при проведении предоперационного обследования и планирования, создания шаблонов-направителей и применения усовершенствованных оригинальных спинальных систем.

Данный алгоритмизированный подход позволил научно обосновать методику применения разработанной нами системы в клинической практике и способствовать улучшению коррекции деформации позвоночника, сокращению протяженности металлоконструкции и снижению вероятности дестабилизации спинальных систем.

Таким образом, в ходе выполнения диссертационного исследования удалось решить все восемь поставленных задач и реализовать поставленную цель. Основные итоги проведенного исследования представлены далее в выводах и практических рекомендациях.

ВЫВОДЫ

1. На основании проведенных исследований на испытательно-калибровочном полифункциональном стенде установлена усредненная величина нагрузки при выполнении коррекции ВДП у детей дошкольного возраста – 12,7 кг (11,7-12,9), определен диапазон максимальных величин усилий на опорных элементах низкопрофильной реберно-позвоночной системы при distrакции - 27,4 кг - 32,9 кг. Установлено, что разработанный динамометрический блок для контракции и distrакции во время выполнения хирургических манипуляций обеспечивает объективизацию величины прилагаемых сил к опорным элементам конструкции и дозированную контролируемую нагрузку на позвоночник.

2. На основании твердотельной модели сегмента позвоночника ребенка дошкольного возраста с изолированной ВДП при моносегментарной ТПФ с ТВ d 3.5 мм установлено, что костная ткань позвонка имеет меньший предел прочности по сравнению с позвонками у детей школьного возраста (основание дуги позвонка - 6.8 МПа versus 17 МПа, достижение предела прочности - 13.3 кг versus 20.4 кг, $p < 0,05$). ТВ d 4.5 мм значительно снижает нагрузку на костную ткань позвонка по сравнению с ТВ d 3,5 мм, выдерживая повышенную нагрузку в 29,6 кг. Использование транспедикулярно-ламинарной системы с диаметрами ТВ 3,5 мм и 3,0 мм позволяет вывести значения нагрузок из критической зоны напряжений.

3. На основании компьютерного моделирования критических осевых нагрузок твердотельных моделей низкопрофильной реберно-позвоночной конструкции установлена однотипность зоны вероятной локализации дестабилизации конструкции (область позвоночного стержня над проксимальным ТВ), что позволяет предотвратить усталостные переломы путем подбора необходимого диаметра стержня и длины реберной пластины. Полученные средние значения напряжений (198.5 Н - 270.5 Н) в реберно-позвоночных системах с наиболее частыми применяемыми комбинациями

типоразмеров ее элементов свидетельствуют о возможности использования данных компоновок у детей дошкольного и младшего школьного возраста.

4. Разработанная программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике» позволяет проводить предоперационное планирование рациональных типоразмеров и положения ТВ, определять зону и объем корригирующих вертебротомий, создавать необходимые варианты ШН и индивидуальных спинальных систем с учетом биомеханических свойств позвонков пациентов детского возраста и критических осевых нагрузок на элементы конструкции, осуществлять прототипирование спинальных систем для хирургического лечения детей с ВДП на фоне различных вариантах пороков развития позвонков и синостоза ребер.

5. Применение технологий 3D-моделирования и прототипирования при хирургическом лечении детей с ВДП грудной и поясничной локализации при изолированных пороках развития позвонков в сравнении с методом «свободной руки» уменьшает протяженность металлоконструкции (2,3 versus 3,4 позвонка, $p < 0,05$), сокращает время установки транспедикулярных винтов (31 секунда versus 112 секунд, $p < 0,05$), снижает интраоперационную лучевую нагрузку (0,18 mZv versus 0,54 mZv, $p < 0,05$), обеспечивает высокую точность и корректность имплантации ТВ в позвонки (97,9% versus 78,8%, $p < 0,05$) и полностью исключает (100%) дестабилизацию конструкции при моносегментарной ТПФ ($p < 0,05$).

6. При хирургическом лечении детей с ВДП на фоне множественных пороков развития позвонков использование технологий 3D-моделирования и прототипирования обеспечивает достижение большей величины коррекции деформации позвоночника (сколиотический компонент - 88% versus - 61,2%, кифотический компонент - 82% versus 58%, $p < 0,001$), сокращает время установки ТВ (34 секунды versus 118 секунд $p < 0,001$), обеспечивает высокую точность и корректность установки ТВ в позвонки (94,3% versus 73,5%, $p < 0,001$) в сравнении с методом «свободной руки».

7. Использование разработанной индивидуальной низкопрофильной реберно-позвоночной системы при хирургическом лечении детей с множественными пороками развития позвонков и синостозом ребер с применением технологий 3D-моделирования и прототипирования обеспечивает большую величину коррекции ВДП (сколиотический компонент - 42,7% versus 20,7%, кифотический компонент – 24,3% versus – 13,4%, $p < 0,05$) и исключает дестабилизацию металлоконструкции (0% versus 33,3%, $p < 0,05$).

8. Разработанные алгоритмы хирургического лечения детей с ВДП грудной и поясничной локализации с использованием технологий 3D-моделирования и прототипирования обосновывают оптимальный выбор их применения у пациентов изученного профиля, что достоверно увеличивает величину коррекции деформации позвоночника на 27% ($p < 0,001$), сокращает протяженность металлофиксации на 1,4 сегмента ($p < 0,05$), уменьшает время в 3,6 раза ($p < 0,05$) и повышает корректность установки ТВ с 78,8% до 97,9% ($p < 0,05$), предотвращает развитие дестабилизации спинальных систем.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для прототипирования моделей позвоночника и элементов спинальных систем рационально использовать FDM-технология 3D – печати УФ-устойчивым материалом ASA, для печати шаблонов-направителей – биологически инертный и термостойкий материал ULTEM 1010.

2. С целью выбора типоразмеров и траектории установок опорных элементов спинальной системы, определения зоны и объема корригирующих остеотомий позвоночника рационально использовать программу-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике».

3. Оптимальным дизайном шаблонов-направителей при изолированных пороках развития позвоночника является моносегментарный вариант с расширенной зоной контакта на поперечные отростки позвонка в грудном отделе и с расширенной зоной контакта на остистом отростке позвонка в поясничном отделе позвоночника.

4. Оптимальным дизайном шаблонов-направителей при множественных пороках развития позвоночника является многоуровневый вариант с использованием техники «перехлеста» с расширенной зоной контакта на поперечных отростках позвонков в грудном отделе и с расширенной зоной контакта на остистых отростках позвонков в поясничном отделе позвоночника.

5. При формировании костных каналов в телах позвонков у детей с ВДП грудной и поясничной локализации для установки ТВ с диаметром резьбовой части 3,5 мм рационально использовать сверло диаметром – 2,7 мм, для установки ТВ с диаметром резьбовой части 4,5 мм - сверло диаметром – 3,2 мм, при диаметре резьбовой части 5,0 – 5,5 мм – сверло диаметром – 3,4 мм.

6. Для минимизации риска дестабилизации металлоконструкции при моносегментарной и бисегментарной фиксации у детей дошкольного возраста с ВДП грудной и поясничной локализации при установке ТВ с

диаметром резьбовой части 3,0 мм рационально использование транспедикулярно-ламинарной спинальной системы.

7. С целью контроля корригирующих усилий и исключение дестабилизации спинальных систем у детей с ВДП грудной и поясничной локализации в ходе хирургического вмешательства рационально использовать разработанное устройство «Блок динамометрический для контракции и дистракции при хирургическом лечении деформаций позвоночника» (Патент РФ на полезную модель №227005).

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ВДП – врожденная деформация позвоночника

ГОП - грудной отдел позвоночника

КТ – компьютерная томография

МКЭ - метод конечных элементов

ПДС – позвоночно-двигательный сегмент

ПОП - поясничный отдел позвоночника

ППМХОП – программа-планировщик «Платформа для планирования и моделирования хирургических операций на позвоночнике»

ТВ – транспедикулярный винт

ТЛС – транспедикулярно-ламинарная система

ТПФ – транспедикулярная фиксация

ШН – шаблон-направитель

ASA - стойкий к ультрафиолету термопластик для 3D печати, сочетает в себе механическую прочность ABS-пластика и УФ стабильность

FDM (Fused Deposition Modeling) - моделирование методом послойного наплавления

PLA – полилактид, материал используемый для 3D печати

SST - (Soluble Support Technology) — технология водорастворимой поддержки

ULTEM 1010 (полиэфиримид) - термопластик для 3D печати, обладающий высокими функциональными характеристиками, прочностью и термостойкостью, способный выдержать паровую обработку в автоклаве

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абальмасова, Е.А. О врожденных сколиозах / Е.А. Абальмасова // Ортопедия и травматология. - 1967. - № 6. - С. 24-29.
2. Абдалиев, С.С. Тактика хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Абдалиев Сейдали Сапаралиевич. – Санкт-Петербург, 2021. - 24 с.
3. Андрианов, В.Л. Заболевания и повреждения позвоночника у детей и подростков / В.Л. Андрианов, Г.А. Баиров, В.И. Садофьева, Р.Э. Райе - Л.: Медицина, 1985. - 256 с.
4. Асадулаев, М.С. Хирургическое лечение детей с врожденным сколиозом при одностороннем боковом нарушении сегментации позвонков и синостозе ребер: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Асадулаев Марат Сергеевич. – Санкт-Петербург, 2023. - 24 с.
5. Баиндурашвили, А.Г. Врожденные аномалии (пороки развития) и деформации костно-мышечной системы у детей / А. Г. Баиндурашвили, К. С. Соловьева, А. В. Залетина [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2014. – № 3. – С. 15-20.
6. Баиндурашвили, А.Г. Анализ заболеваемости костно-мышечной системы у детей и организация специализированной помощи в Санкт-Петербурге / А. Г. Баиндурашвили, С. В. Виссарионов, А. В. Залетина [и др.] // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2024. – Т. 12, № 1. – С. 43-52.
7. Боровков, А.И. Компьютерный инжиниринг. Аналитический обзор: учебное пособие / А.И. Боровков, С.Ф. Бурдаков, О.И. Клявин [и др.]. — СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2012. — 93 с.
8. Бурцев, А.В. Компьютерное 3D-моделирование с изготовлением индивидуальных лекал для навигирования введения винтов в шейном отделе позвоночника / А. В. Бурцев, О. М. Павлова, С. О. Рябых, А. В. Губин // Хирургия позвоночника. – 2018. – Т. 15, № 2. – С. 33-38.

9. Бурцев, А.В. Применение 3D-моделирования и печати при задней стабилизации шейного отдела позвоночника винтовыми конструкциями / А. В. Бурцев, А. В. Губин, С. О. Рябых, О. М. Сергиенко // 3D-технологии в медицине: Материалы IV Всероссийской научно-практической конференции, Нижний Новгород, 12 апреля 2019 года. – Нижний Новгород: Приволжский исследовательский медицинский университет, 2019. – С. 10-11.
10. Виссарионов, С.В. Анатомо-антропометрическое обоснование транспедикулярной фиксации у детей 1,5-5 лет / С.В. Виссарионов // Хирургия позвоночника. - 2006. - № 3. - С. 19-23.
11. Виссарионов, С.В. Коррекция и стабилизация врожденных нарушений формирования позвонков имплантатами нового поколения у детей от года до пяти лет / С.В. Виссарионов, А.Ю. Мушкин, Э.В. Ульрих // Хирургия позвоночника. - 2006. - № 4. - С. 13-17.
12. Виссарионов, С.В. Хирургическое лечение сегментарной нестабильности грудного и поясничного отделов позвоночника у детей: автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Виссарионов Сергей Валентинович. – Новосибирск, 2008. - 43 с.
13. Виссарионов, С.В. Хирургическое лечение детей дошкольного возраста с врожденными нарушениями формирования позвонков поясничного отдела / С.В. Виссарионов, И.В. Казарян, С.М. Белянчиков // Хирургия позвоночника. -2009. - №4. - С. 44-49.
14. Виссарионов, С.В. Хирургическое лечение изолированных врожденных нарушений формирования позвонков поясничного и грудопоясничного отделов у детей раннего возраста / С.В. Виссарионов // Травматология и ортопедия России – 2009. – Т. 53, № 3. – С. 39-44.
15. Виссарионов, С.В. Развитие позвоночно-двигательного сегмента у детей после экстирпации позвонков в грудопоясничном и поясничном отделах позвоночника / С.В. Виссарионов, Д.Н. Кокушин // Хирургия позвоночника. - 2011. - №1. - С. 20–25.

16. Виссарионов, С.В. Хирургическое лечение детей с врожденной деформацией поясничного и пояснично-крестцового отделов позвоночника / С.В. Виссарионов, Д.Н. Кокушин, К.А. Картавенко, А.М. Ефремов // Хирургия позвоночника. – 2012. – №3. – С. 33-37.
17. Виссарионов, С.В. Оперативное лечение врожденной деформации груднопоясничного отдела позвоночника у детей / С.В. Виссарионов, Д.Н. Кокушин, С.В. Белянчиков [и др.] // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2013. – Т. 1, № 1. – С. 10-15.
18. Виссарионов, С.В. Хирургия врожденных деформаций позвоночника / С. В. Виссарионов, М. В. Михайловский, Е. В. Губина [и др.]. – Санкт-Петербург: Общество с ограниченной ответственностью "Издательство "СпецЛит", 2023. – 183 с.
19. Вреден, Р.Р. Практическое руководство по ортопедии / Р.Р. Вреден. - Л., ОГИЗ, 1936. – 606 с.
20. Галлагер, Р. Метод конечных элементов. Основы: Пер. с англ. — М.: Мир, 1984. – 428 с.
21. Губин, А.В. Ретроспективный анализ мальпозиции винтов после инструментальной коррекции деформаций грудного и поясничного отделов позвоночника / А.В. Губин, С.О. Рябых, А.В. Бурцев // Хирургия позвоночника. - 2015. - Т. 12., № 1. - С. 8-13.
22. Гусев, В.В. Сравнительное исследование фиксации транспедикулярных винтов на сопротивление осевому вытягиванию / В. В. Гусев, К. С. Сергеев, Р. В. Паськов // Гений ортопедии. - 2011. - № 3. - С. 57-61.
23. Гусев, В.В. Экспериментальное обоснование модификации транспедикулярного фиксатора / В. В. Гусев, К. С. Сергеев, Р. В. Паськов // Хирургия позвоночника. - 2011.- № 3. - С. 77-81.
24. Деклу, Ж. Метод конечных элементов: Пер. с франц. — М.: Мир, 1976. – 96 с.

25. Дмитриев, М.Л. Костнопластические операции у детей / М.Л. Дмитриев, Г.А. Баиров, К.С. Терновой [и др.]. - Киев: Здоров'я. -1974.-С. 216-246.
26. Доль, А.В. Введение в теорию упругости: учеб.-метод. пособие для студентов естественно-научных дисциплин / А.В. Доль, Д.В. Иванов. - Саратов: Амирит, 2016. – 28 с.
27. Донник, А.М. Биомеханическое моделирование фиксации грудопоясничного отдела позвоночника транспедикулярной системой / А.М. Донник, И.В. Кириллова, Л.Ю. Коссович, С.В. Лихачев, И.А. Норкин // Сборник материалов Всероссийской школы-семинара: Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2017. Под редакцией Д.А. Усанова. С. 91-92.
28. Донник, А.М. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков Th10, Th11 / А.М. Донник, Д.В. Иванов, С.И. Киреев [и др.] // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. - 2019. - Т. 19, № 4. - С. 439-453.
29. Дьяченко, В.А. Аномалии развития позвоночника в рентгеновском освещении / В.А. Дьяченко. - М.: Медгиз, 1949. – 200 с.
30. Закревский, Л.К. Аномалии развития позвоночника у детей / Л.К. Закревский // Ортопедия и травматология. - 1968. - № 2. - С. 85-88.
31. Закревский, Л.К. Переднебоковой спондилодез при сколиозе / Л.К. Закревский. - Л.: Медицина, 1976. – 135 с.
32. Залетина, А.В., Распространенность врожденных пороков развития позвоночника у детей в регионах Российской Федерации / А. В. Залетина, С. В. Виссарионов, А. Г. Баиндурашвили [и др.] // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2018. – № 4. – С. 63-66.

33. Зенкевич, О. Конечные элементы и аппроксимация: Пер. с англ. / О. Зенкевич, К. Морган. - М.: Мир, 1986. – 318 с.
34. Иткина, З.Д. Сколиоз на почве аномалии позвоночника у детей: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Иткина Зоя Давидовна. - М., 1975. - 15 с.
35. Казьмин, А.И. О груднопоясничном типе сколиоза / А.И. Казьмин, И.И. Плотникова // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1968. - № 6. – С. 27-30.
36. Коваленко, Р.А. Применение индивидуальных 3D-навигационных матриц для транспедикулярной фиксации субаксиальных шейных и верхнегрудных позвонков / Р. А. Коваленко, В. В. Руденко, В. А. Кашин [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2019. – Т. 16, № 2. – С. 35–41.
37. Коваленко, Р. А. Определение оптимального дизайна навигационных матриц для транспедикулярной имплантации в шейном и грудном отделах позвоночника: результаты кадавер-исследования / Р. А. Коваленко, В. А. Кашин, В. Ю. Черebilло [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2019. – Т. 16, № 4. – С. 77–83.
38. Коваленко, Р. А. Сравнительный анализ результатов имплантации транспедикулярных винтов в грудном отделе позвоночника с использованием индивидуальных навигационных матриц и методики free hand / Р. А. Коваленко, Д. А. Пташников, В. Ю. Черebilло, В. А. Кашин // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 3. – С. 49–60.
39. Колесов, С.В. Экспериментальное исследование возможностей вентральной коррекции и фиксации при деформациях позвоночника / С.В. Колесов, Н.С. Гаврюшенко, С.А. Кудряков, И.А. Шавырин // Хирургия позвоночника. – 2011. - № 3. - С. 82–88.
40. Косулин, А.В. Применение навигационного шаблона для прохождения ножки позвонка при транспедикулярной фиксации / А. В. Косулин, Д. В. Елякин, К. Д. Лебедева [и др.] // Педиатр. – 2019. – Т. 10, № 3. – С. 45-50.

41. Косулин, А.В. Применение трехуровневого навигационного шаблона при грудных полупозвонках у детей старшего возраста / А. В. Косулин, Д. В. Елякин, Л.А. Корниевский [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2020. – Т.17, № 1. – С. 54–60.

42. Косулин, А.В. Транспедикулярная фиксация позвоночника с использованием двухуровневых навигационных шаблонов при малых размерах корня дуги / А. В. Косулин, Д. В. Елякин, Д. О. Корчагина [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2021. – Т. 18, № 2. – С. 26-33.

43. Косулин, А.В. Избирательное применение навигационных шаблонов при идиопатическом сколиозе: технические и хронометрические особенности / А. В. Косулин, Д. В. Елякин, Л. А. Корниевский [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2022. – Т. 19, № 3. – С. 6-13.

44. Кулешов, А.А. Сравнительное экспериментальное исследование крючковой и транспедикулярной систем фиксации, применяемых при хирургическом лечении деформаций позвоночника / А.А. Кулешов, И.Н. Лисянский, М.С. Ветрилэ М.С. [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. - 2012. – Т. 19, № 3. - С. 20-24.

45. Кулешов, А.А. Хирургическое лечение пациента с врожденной деформацией позвоночника, аплазией корней дуг грудных и поясничных позвонков, компрессионным спинальным синдромом / А.А. Кулешов, М.С. Ветрилэ, И.Н. Лисянский [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2016. – Т. 13, №3. – С. 41-48.

46. Кулешов, А.А. Аддитивные технологии в хирургии деформаций позвоночника / А. А. Кулешов, М. С. Ветрилэ, А. Н. Шкарубо [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2018. – № 3-4. – С. 19-29.

47. Кулешов, А.А. Оперативное лечение патологии переходных зон позвоночника с применением аддитивных технологий и кастомизированных имплантатов / А. А. Кулешов, М. С. Ветрилэ, А. Н. Шкарубо [и др.] // XII Всероссийский съезд травматологов-ортопедов : Сборник тезисов, Москва,

01–03 декабря 2022 года. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургская общественная организация «Человек и его здоровье», 2022. – С. 548-549.

48. Ляндрес, З.А. Аномалии развития позвоночника у детей и их значение в возникновении сколиозов / З.А. Ляндрес // Юбилейная научная сессия. -1958. С.75-77.

49. Мацкевич, П.Д. Врожденные сколиозы и их лечение / П.Д. Мацкевич, С.Д. Шевченко // Ортопедия, травматология и протезирование. - Вып. 7.- 1977. - С. 20-24.

50. Миронов, С.П. Ортопедия: национальное руководство / С.П. Миронов; под ред. С.П. Миронова, Г.П. Котельникова. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2008. – 808 с.

51. Михайлов, С.А. Лечение детей с врожденным кифосколиозом при клиновидных позвонках и полупозвонках: Автореф. дис... канд. мед. наук: 14.00.22. – СПб, 1983. - 24 с.

52. Михайловский, М.В. Вентральный спондилодез в комплексе оперативного лечения сколиозов и кифозов: автореф. дис. ... докт мед. наук / Михайловский Михаил Витальевич. – СПб., 1995. - 25 с.

53. Михайловский, М.В. Хирургия деформаций позвоночника / М.В. Михайловский, Н.Г. Фомичев. – Новосибирск: Redactio, 2011. – 592 с.

54. Михайловский, М.В. Оперативное лечение врожденных сколиозов у пациентов старше 10 лет / М. В. Михайловский, В. В. Новиков, А. С. Васюра, И.Г. Удалова // Хирургия позвоночника. – 2015. – Т. 12, № 4. – С. 42-48.

55. Михайловский, М.В. Оперативная коррекция врожденных кифозов у пациентов старше 10 лет / М. В. Михайловский, В. В. Новиков, А. С. Васюра [и др.] // Хирургия позвоночника. – 2016. – Т. 13, № 1. – С. 20-26.

56. Михайловский, М.В. Результаты многоэтапного хирургического лечения сколиозов I декады жизни с применением инструментария VERTR / М. В. Михайловский, В. А. Суздалов, Д. Н. Долотин, Т. Н. Садовая // Хирургия позвоночника. – 2017. – Т. 14, № 3. – С. 8-14.

57. Михайловский, М.В. Сколиоз: история болезни / М. В. Михайловский, Ж. Ф. Дюбуссе. – Новосибирск: Костюкова, 2020. – 422 с.
58. Мовшович, И.А. Оперативная ортопедия: руководство для врачей / И.А. Мовшович. - М.: Медицина, 1983. - 416 с.
59. Назарова, Д.С. Моделирование трещин в ANSYS Workbench на примере металлической пластины / Д.С. Назарова, Н.А. Переверзев // Современные научные исследования и инновации. – 2020. – Т. 105, № 1. – С. 7.
60. Никольский, М.А. Одномоментный передний и задний спондилодез / М.А. Никольский // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1984. - № 8. - С. 18-22.
61. Патент №76559 U1. Устройство для биомеханических испытаний позвоночника : № 2006146564/22 : заявл. 29.12.2006 : опубл. 27.09.2008 / Г.М. Кавалерский, С.К. Макиров, А.Д. Ченский, Л.Ю. Слияков, О.Л. Зорохович, С.С. Бровкин, А.Н. Коркунов, Д.С. Бобров ; заявитель, патентообладатель Кавалерский Г.М., Макиров С.К., Ченский А.Д., Слияков Л.Ю., Зорохович О.Л., Бровкин С.С., Коркунов А.Н., Бобров Д.С. – 2 с.
62. Патент №2376950 С1. Дистрактор-динамометр : № 2008123631/14 : заявл. 10.06.2008 : опубл. 27.12.2009 / А.Е. Симонович, С.П. Маркин, Х.А. Нуралиев ; заявитель, патентообладатель ФГУ «ННИИТО Росмедтехнологий». – 7 с.
63. Патент №2736162 С2. Многофункциональное устройство со сменными хирургическими инструментами для измерения воздействующих на них сил и моментов при проведении нейрохирургических операций : № 2019113083 : заявл. 29.04.2019 : опубл. 12.11.2020 / А.А. Воротников, М.А. Соловьёв, Д.Д. Климов, Ю.В. Подураев, А.А. Гринь, В.В. Крылов ; заявитель, патентообладатель ФГБОУ ВО «МГМСУ им. А.И. Евдокимова Минздрава России». – 17 с.

64. Рябых, С.О. Экстирпация полупозвонков у детей через корень дуги / С.О. Рябых, Э.В. Ульрих // Хирургия позвоночника. - 2013. - № 4. – С. 30-35.
65. Рябых, С.О. Хирургическое лечение деформаций позвоночника высокого риска: автореф. дис. ... д-ра мед. наук 14.01.15 / Рябых Сергей Олегович. – Курган, 2014. – 49 с.
66. Рябых, С.О. Результаты резекции полупозвонков грудного и поясничного отделов дорсальным педикулярным доступом у детей / С.О. Рябых, А.В. Губин, Д.М. Савин, Е.Ю. Филатов // Гений ортопедии. – 2015. - №4. - С. 42–47.
67. Рябых, С.О. Результаты экстирпации полупозвонков комбинированным, дорсальным и педикулярным доступами: систематический обзор / С.О. Рябых, Е.Ю. Филатов, Д.М. Савин // Хирургия позвоночника. - 2017. - №1. - С. 14-23.
68. Садофьева, В.И. Нормальная рентгеноанатомия костно-суставной системы детей / В.И. Садофьева. - Л.: Медицина, 1990. - 216 с.
69. Сегерлинд, Л. Применение метода конечных элементов: Пер. с англ. / Л. Сегерлинд. - М.: Мир, 1979. - 392 с.
70. Ульрих, Э.В. Аномалии позвоночника у детей / Э.В. Ульрих. – СПб: СОТИС, 1995. – 336 с.
71. Ульрих, Э.В. Вертебрология в терминах, цифрах, рисунках / Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2004. – 187 с.
72. Ульрих, Э.В. Врожденные деформации позвоночника у детей: прогноз эпидемиологии и тактика ведения / Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин, А.В. Губин // Хирургия позвоночника. - 2009. - №2. – С 55-61.
73. Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение врожденных сколиозогенных нарушений формирования позвонков у детей раннего возраста с использованием имплантатов транспедикулярной фиксации / Э.В. Ульрих, С.В. Виссарионов, А.Ю. Мушкин // Хирургия позвоночника. – 2005. - № 3. – С. 56-60.

74. Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение врожденных сколиозогенных нарушений формирования позвонков у детей раннего возраста с использованием имплантатов транспедикулярной фиксации / Э.В. Ульрих, С.В. Виссарионов, А.Ю. Мушкин // Хирургия позвоночника. – 2005. - № 3. – С. 56-60.

75. Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение пороков развития позвоночника у детей / Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин. - СПб.: Элби-СПб, 2007. - 104 с.

76. Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение пороков развития позвоночника у детей: автореф. дис... д-ра мед. наук / Ульрих Эдуард Владимирович. - Л., 1985. - 32 с.

77. Хусаинов, Н.О. Хирургическое лечение детей с врожденными деформациями грудного отдела позвоночника на фоне множественных аномалий развития позвонков: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Хусаинов Никита Олегович. – СПб., 2018. - 24 с.

78. Цветкова, Г.В. Клиническое течение и хирургическое лечение нарушений сегментации осевого скелета у детей: дис. ... канд. мед. наук / Цветкова. -Ленинград, 1990.

79. Цивьян, Я.Л. Передний спондилодез при сколиозе / Я.Л. Цивьян // Ортопедия и травматология. - 1985. - №7. - С.56-60.

80. Цивьян, Я.Л. Хирургия позвоночника / Я.Л. Цивьян. – 2-е изд., испр. и доп. - Новосибирск: изд-во НГУ, 1993. – 364 с.

81. Чаклин, В.Д. Сколиозы и кифозы / В.Д. Чаклин, Е.А. Абальмасова. - М.: Медицина, 1973. – 255 с.

82. Agarwal, A. Patient-specific distraction regimen to avoid growth-rod failure / A. Agarwal, A. Jayaswal, V.K. Goel, A.K. Agarwal // Spine (Phila Pa 1976). – 2018. – Vol. 43, N 4. – P. E221-E226.

83. Alonge, E. The comparison of partial hemivertebrae resection versus total hemivertebrae resection in children with congenital scoliosis / E. Alonge, G.

Zhang, H. Zhang [et al.] // Oper Neurosurg (Hagerstown). – 2024. -
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39162404/>

84. Ansys. Chart: Fracture Toughness vs. Yield Strength.
<https://www.ansys.com/content/dam/amp/2021/august/webpage-requests/education-resources-dam-upload-batch-1/fracture-toughness-strength-chart-PSTPTSEN21.pdf>

85. Arlet, V. Congenital scoliosis / V. Arlet, T. Odent, M. Aebi // Eur Spine J. - 2003. - Vol. 12, № 5. – P. 456-463.

86. Aubin, C.É. Biomechanical simulations of costovertebral and anterior vertebral body tethers for the fusionless treatment of pediatric scoliosis / C.É. Aubin, J. Clin, J. Rawlinson // J Orthop Res. – 2018. – Vol. 36, N 1. – P. 254-264.

87. Aycan, M.F. Postfusion effect on pullout strength of pedicle screws with expandablepeek shell and conventional screws / M.F. Aycan, A.K. Arslan, Y. Uslan, T. Demir // Acta Orthop Belg. – 2022. - Vol. 88, N 3. – P. 433-440.

88. Aydinli, U. Comparison of two techniques in hemivertebra resection: Transpedicular eggshell osteotomy versus standard anterior-posterior approach / U. Aydinli, C. Ozturk, A. Temiz, B. Akesen // Eur J Orthop SurgTraumatol. – 2007. Vol. 17, N 1. – P. 1–5.

89. Aydogan, M. Posterior vertebrectomy in kyphosis, scoliosis and kyphoscoliosis due to hemivertebra / M. Aydogan, C. Ozturk, M. Tezer [at al.] // Journal of Pediatric Orthopaedics B. – 2008. – Vol. 17, N 1. – P. 33

90. Azar, F.M. Campbell's Operative Orthopaedics / F.M. Azar. - 4-Volume Set, 13th Edition.Chapter 44, 2020. – P. 1897-2120.

91. Azimifar, F. A low invasiveness patient's specific template for spine surgery / F. Azimifar, K. Hassani, A.H. Saveh, F. Tabatabai Ghomshe // Proc Inst Mech Eng H. – 2017. – Vol. 231, N 2. – P. 143-148.

92. Bao, B.X. Biomechanical effects of different instrumented segments and trunk shifts on distal adjacent segments after congenital scoliosis posterior hemivertebrectomy: Preliminary results of a single case / B.X. Bao, H. Yan, J.G. Tang [et al.] // Heliyon. – 2024. – Vol. 10, N 13. – P. e33685.

93. Batra, S. Congenital scoliosis: management and future directions / S. Batra, S. Ahuja // *Acta Orthop Belg.* – 2008. – Vol. 74, N 2. – P.147-160.
94. Benli, I.T. Results of complete hemivertebra excision followed by circumferential fusion and anterior or posterior instrumentation in patients with type-IA formation defect / I.T. Benli, E. Aydin, A. Alanay [et al.] // *European Spine Journal.* – 2006. – Vol. 15, N 8. – C. 1219-1229.
95. Bergoin, M. Excision of hemivertebrae in children with congenital scoliosis / M. Bergoin, G. Bollini, L. Taibi, G. Cohen // *Ital J Orthop Traumatol.* – 1986. - Vol. 12, N 2. – P. 179–184.
96. Bessonov, L.V. Constructing the dependence between the young's modulus value and the hounsfield units of spongy tissue of human femoral heads / L.V. Bessonov, A.A. Golyadkina, P.O. Dmitriev [et al.] // *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics.* - 2021. – Vol. 21, N 2. - P. 182-193.
97. Bennie, S. Pedicle screw pull-out testing in polyurethane foam blocks: Effect of block orientation and density / S. Bennie, J.D. Crowley, T. Wang [et al.] // *Proc Inst Mech Eng H.* – 2024. – Vol. 238, N 4. – P. 455-460.
98. Berezki, F. The effect of polymethylmethacrylate augmentation on the primary stability of stand-alone implant construct versus posterior stabilization in oblique lumbar interbody fusion with osteoporotic bone quality- a finite element study / F. Berezki, M. Turbucz, A.J. Pokorni [et al.] // *Spine J.* – 2024. – Vol. 24, N 7. – P.1323-1333.
99. Berry, E. Personalised image-based templates for intra-operative guidance / E. Berry, M. Cuppone, S. Porada [et al.] // *Proc Inst Mech Eng H.* – 2005. – Vol. 219, N 2. – P. 111-118.
100. Bianco, R.J. Thoracic pedicle screw fixation under axial and perpendicular loadings: A comprehensive numerical analysis / R.J. Bianco, P.J. Arnoux, J.M. Mac-Thiong [et al.] // *Clin Biomech (Bristol).* – 2019. Vol. 68, P. 190-196.

101. Birnbaum, K. Computer-assisted orthopaedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method / K. Birnbaum, E. Schkommodau, N. Decker [et al.] // *Spine*. – 2001. – Vol. 26, N 4. – P. 365–369.
102. Bollini, G. Thoracolumbar hemivertebrae resection by double approach in a single procedure: long-term follow-up / G. Bollini, P.L. Docquier, E. Viehweger [at al.] // *Spine*. – 2006. – Vol. 31, N 15. – P. 1745-1757.
103. Bouyer, B. Técnicas quirúrgicas en el tratamiento de las malformaciones congénitas de la columna vertebral / B. Bouyer, E. Dromzee, C. Thévenin Lemoine // *EMC-Técnicas Quirúrgicas-Ortopedia y Traumatología*. – 2012. – Vol. 4, N 4. – P. 1-15.
104. Bradford, D.S. One stage anterior and posterior hemivertebral resection and arthrodesis for congenital scoliosis / D.S. Bradford, O. Boachie-Adjei // *J Bone Joint Surg*. – 1990. - Vol. 72, N 4– P. 536–540.
105. Bridwell, K.H. Major intraoperative neurologic deficits in pediatric and adult spinal deformity patients. Incidence and etiology at one institution / K.H. Bridwell, L.G. Lenke, C. Baldus, K. Blanke // *Spine*. – 1998. – Vol. 23, N 3. – P. 324–331.
106. Bundoc, R.C. A novel patient-specific drill guide template for pedicle screw insertion into the subaxial cervical spine utilizing stereolithographic modelling: an in vitro study / R.C. Bundoc, G.G. Delgado, S.A. Grozman // *Asian Spine J*. - 2017. – Vol. 11, N 1. – P. 4-14.
107. Cadieux, C. Topping-off a long thoracic stabilization with semi-rigid constructs may have favorable biomechanical effects to prevent proximal junctional kyphosis: a biomechanical comparison / C. Cadieux, P. Brzozowski, R.J.R. Fernandes [at al.] // *Global Spine J*. – 2024.- <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11571626/>
108. Chen, S.H. Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery: a finite element analysis / S.H. Chen, S.C. Lin, W.C. Tsai [at al.] // *BMC MusculoskeletDisord*. – 2012. – Vol. 13. – P. 72.

109. Chevalier, Y. Micro-CT and micro-FE analysis of pedicle screw fixation under different loading conditions / Y. Chevalier, M. Matsuura, S. Krüger [at al.] // *J Biomech.* – 2018. – Vol. 70. – P. 204-211.
110. Chu, G. A modified surgical procedure for congenital kyphoscoliosis: selective partial hemivertebrectomy via posterior-only approach / G. Chu, J. Huang, K. Zeng [et al.] // *Child's Nervous System.* – 2015. – P. 1-7.
111. Cil, A. The course of sagittal plane abnormality in the patients with congenital scoliosis managed with convex growth arrest / A. Cil, M. Yazici, M. Alanay [at al.] // *Spine.* – 2004. - Vol. 29, N 5. - P. 547-553.
112. Clin, J. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine / J. Clin, C.E. Aubin, N. Lalonde [at al.] // *Med Biol EngComput.* – 2011. – Vol. 49, N 8. – P. 967–977.
113. Clin, J. Biomechanical comparison of the load-sharing capacity of high and low implant density constructs with three types of pedicle screws for the instrumentation of adolescent idiopathic scoliosis / J. Clin, F. Le Navéaux, M. Driscoll [at al.] // *Spine Deform.* – 2019. – Vol. 7, N 1. – P. 2-10.
114. Cobb, J.R. Scoliosis - Quo vadis / J.R. Cobb // *J. Bone Jt. Surg.* - 1958. - Vol. 40(A). - P. 507-510.
115. Cobetto, N. 3D correction over 2years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities / N. Cobetto, S. Parent, C.E. Aubin // *Clin Biomech (Bristol, Avon).* – 2018. – Vol. 51. - P. 26-33.
116. Crostelli, M. Posterior approach lumbar and thoracolumbar hemivertebra resection in congenital scoliosis in children under 10 years of age: results with 3 years mean follow up / M. Crostelli, O. Mazza, M. Mariani M // *European Spine Journal.* – 2014. – Vol. 23, N 1. – P. 209-215.
117. Cook, R.B. The fracture toughness of cancellous bone / R.B. Cook, P. Zioupos // *J Biomech.* – 2009. – Vol. 42, N 13. – P. 2054-2060.

118. Campbell, R.M. The growth of the thoracic spine in congenital scoliosis after expansion thoracoplasty / R.M. Campbell, A.K. Hell-Vocke // *The Spine Journal*. – 2002. – Vol.2, N 5. – P. 71–72.

119. Campbell, R.M. The characteristic of thoracic insufficiency syndrome associated with fused ribs and congenital scoliosis / R.M. Campbell, M.D. Smith, T.C. Mayes [at al.] // *J Bone Joint Surg*. – 2003. – Vol. 86-A. – P. 399–408.

120. Campbell, R.M. Expansion thoracoplasty: the surgical technique of opening-wedge thoracostomy. Surgical technique / R.M. Campbell, M.D. Smith, A.K. Hell-Vocke // *J Bone Joint Surg Am* – 2004. – Vol. 86-A. – P.51–64.

121. Campbell, R.M. Operative strategies for thoracic insufficiency syndrome by vertical expandable prosthetic titanium rib expansion thoracoplasty // *Operative Techniques in Orthopaedics*. – 2005. – Vol.15, N 4. – P.315–325.

122. Gertzbein, S.D. Accuracy of pedicular screw placement in vivo / S.D. Gertzbein, S.E. Robbins // *Spine*. - 1990. - Vol. 15, N 1. - P. 11-14.

123. Chen, H. Thoracic pedicle screw placement guide plate produced by three-dimensional (3-D) laser printing / H. Chen, K. Guo, H. Yang [at al.] // *Med Sci Monit*. – 2016. – Vol. 22. – P. 1682-1686.

124. Collins, A.P. Biomechanical analysis of a trans-discal, multi-level stabilization screw (MLSS) at the upper instrumented vertebra (UIV) of long posterior thoracolumbar instrumentations / A.P. Collins, A.A. Shah, N. Shekouhi [at al.] // *Spine Deform*. – 2024. – Vol. 12, N 4. – P. 953-959.

125. Çelik, T. Biomechanical evaluation of a newly developed functional-grade composite material for pedicle screws / Çelik T, Taş ZC // *World Neurosurg*. – 2024. – Vol. 187. – P. e525-e533.

126. Debnath, U.K. Congenital scoliosis - Quo vadis? / U.K. Debnath, V. Goel, N. Harshavardhana [at al.] // *Indian J Orthop*. – 2010. - Vol. 44, N 2. – P. 137-147.

127. Deviren, V. Excision of hemivertebrae in the management of congenital scoliosis involving the thoracic and thoracolumbar spine / V. Deviren,

S. Bevren, J.A. Smith [at al.] // *J Bone Joint Surg.* – 2001. - Vol. 83, N 4 - P. 496–500.

128. Duan, Y. Finite element analysis of posterior cervical fixation / Y. Duan, H.H. Wang, A.M. Jin [at al.] // *OrthopTraumatol Surg Res.* – 2015. – Vol. 101. – P. 23–9.

129. Dubousset, J. Orthopedic treatment of spinal deformities in infancy and early childhood / J. Dubousset, R. Zeller, L. Miladi // *Rev. Chir. Orthop. Repar. Appar. Mot.* - 2006. - Vol. 92, N 1. - P. 73-82.

130. Elmasry, S.S. FiniteElement study to evaluate the biomechanical performance of the spine after augmenting percutaneous pedicle screw fixation with kyphoplasty in the treatment of burst fractures / S.S. Elmasry, S.S. Asfour, F. Travascio // *J Biomech Eng.* – 2018. – Vol. 140. – P. 6.

131. Elsebaie, H.B. Anterior instrumentation and correction of congenital spinal deformities under age of four without hemivertebrectomy: a new alternative / H.B. Elsebaie, W. Kaptan, Y. El Miligui [et al.] // *Spine.* – 2010. – Vol. 35, N 6. – P. E218-E222.

132. Fan, W. Biomechanical comparison of the effects of anterior, posterior and transforaminal lumbar interbody fusion on vibration characteristics of the human lumbar spine / W. Fan, L.X. // *Guo Comput Methods Biomech Biomed Engin.* – 2019. – Vol. 22, N 5. – P. 490-498.

133. Farley, F.A. Outcomes after spinal fusion for congenital scoliosis: instrumented versus uninstrumented spinal fusion / F.A. Farley, K.L. Have, R.N. Hensinger [at al.] // *Spine.* – 2011. – Vol. 36, N 2. – P. E112-E122.

134. Farooqi, A.S. Biomechanical comparison of corticopedicular spine fixation versus pedicle screw fixation in a lumbar degenerative spondylolisthesis finite element analysis model / A.S. Farooqi, R. Narayanan, J.A. Canseco, A.R. Vaccaro // *World Neurosurg.* – 2024. – Vol. 190. – P. e129-e136.

135. Farshad, M. Accuracy of patient-specific template-guided vs. free-hand fluoroscopically controlled pedicle screw placement in the thoracic and lumbar

spine: a randomized cadaveric study / M. Farshad, M. Betz, N.A. Farshad-Amacker, M. Moser // *Eur Spine J.* – 2017. – Vol. 26, N 3. – P. 738–749.

136. Ferreyra, A.C. Congenital kyphoscoliosis due to hemivertebra. Treatment options and results / A.C. Ferreyra, A.O. Gonzalo // *InTech.* – 2012. - P. 331-334.

137. Forrester, M.B. Descriptive epidemiology of hemivertebrae, Hawaii, 1986-2002 / M.B. Forrester, R.D. Merz // *Congenit Anom (Kyoto).* - 2006. - Vol. 46, N 4. – P.172-176.

138. Frank, S. Hemivertebra resection in small children. A literature review / S. Frank, L. Piantoni, C.A. Tello [at al.] // *Global Spine J.* – 2023. – Vol. 13, N 3. – P. 897-909.

139. Garg, S. Wound complications of vertical expandable prosthetic titanium rib incisions / S. Garg, J. LaGreca, T. St. Hilaire // *Spine.* – 2014. – Vol. 39, N 13. – P. E777–81.

140. Garrido, E. Short anterior instrumented fusion and posterior convex non instrumented fusion of hemivertebra for congenital scoliosis in very young children / E. Garrido, F. Tome-Bermejo, S. Tucker [at al.] // *Eur Spine J.* - 2008. - Vol. 17, N 11. - P. 1507–1514.

141. Gertzbein, S.D. Accuracy of pedicular screw placement in vivo / S.D. Gertzbein, S.E. Robbins // *Spine.* – 1990. – Vol. 15, N 1. – P. 11-14.

142. Giampietro, P.F. Congenital and idiopathic scoliosis: clinical and genetic aspects / P.F. Giampietro, R.D. Blank, C.L. Raggio [at al.] // *Clinical Medicine & Research.* - 2003. -Vol. 1, N 2. - P. 125-136.

143. Ginsburg, G. Transpedicular hemiepiphysiodesis and posterior instrumentation as a treatment for congenital scoliosis / G. Ginsburg, D.S. Mulconrey, J. Browdy // *J Pediatr Orthop.* - 2007. - Vol. 27, N 4. – P. 387-91.

144. Goffin, J. Three-dimensional computed tomography-based, personalized drill guide for posterior cervical stabilization at C1-C2 / J. Goffin, K. Van Brussel, K. Martens [at al.] // *Spine.* – 2001. – Vol. 26, N 12. – P. 1343–1347.

145. Goldberg, C. Long-term results from in situ fusion for congenital vertebral deformity / C. Goldberg, D. Moore, E. Fogarty [at al.] // *Spine*. – 2002. - Vol. 27, N 6. - P. 619-628.
146. Guan, W. Spinal biomechanics modeling and finite element analysis of surgical instrument interaction / W. Guan, Y. Sun, X. Qi [at al.] // *Comput Assist Surg (Abingdon)*. – 2019. – Vol. 24(sup1). – P. 151-159.
147. Guvenc, Y. How to reduce stress on the pedicle screws in thoracic spine? Importance of screw trajectory: A finite element analysis / Y. Guvenc, G. Akyoldas, S. Senturk [at al.] // *Turk Neurosurg*. – 2019. – Vol. 29, N 1. – P. 20-25.
148. Hall, J.E. Surgical treatment of congenital scoliosis with or without Harrington instrumentation / J.E. Hall, W.A. Herndon, C.R. Levine // *J Bone Joint Surg Am*. – 1981. - Vol. 63, N 4. – P. 608–619.
149. Halm, H. Transpedicular hemivertebra resection and instrumented fusion for congenital scoliosis / H. Halm // *European Spine Journal*. – 2011. - Vol. 20, N 6. – P.993-994.
150. Hammer, N. Effects of Cutting the Sacrospinous and Sacrotuberous Ligaments / N. Hammer, A. Höch, S. Klima [at al.] // *Clin Anat*. – 2019. – Vol. 32, N 2. – P. 231-237.
151. Heary, R.F. Spinal deformities, the essentials / R.F. Heary, T.J. Albert. // *Thieme*. - 2007. – P. 298.
152. Hedequist, D.J. Hemivertebra excision in children via simultaneous anterior and posterior exposures / D.J. Hedequist, J.E. Hall, J.B. Emans // *Journal of Pediatric Orthopaedics*. – 2005. – Vol. 25, N 1. – P. 60-63.
153. Hedequist, D. Instrumentation and fusion for congenital spine deformities / D.J. Hedequist // *Spine*. – 2009. – Vol. 34, N 17. – P. 1783-1790.
154. Hefti, F. Congenitale skoliosen: halbwirbelresektion indikationen und techniken / F. Hefti // *Kongresstage orthopädie, workshop skoliose. Vienna (Speising)*. – 2008. – P. 18.
155. Hensinger, R.D. Congenital scoliosis: etiology and associations / R.D. Hensinger // *Spine*. - 2009. - Vol. 34, N 17. – P. 1745–50.

156. Hibbs, R.A. A report of fifty nine cases of scoliosis treated by fusion operation / R.A. Hibbs // *J. Bone Jt. Surg.* – 1924. – Vol. 6, N 1. - P. 3-37.

157. Holte, D. Excision of hemivertebrae and wedge resection in the treatment of congenital scoliosis / D. Holte, R. Winter, J. Lonstein, F. Denis // *The Journal of Bone and Joint Surgery Am.* – 1995. - Vol. 77, N 2. - P. 159-171.

158. Hong, J.T. A biomechanical comparison of three different posterior fixation constructs used for C6-C7 cervical spine immobilization: a finite element study / J.T. Hong, M. Qasim, A.A. Espinoza Orias [at al.] // *Neurol Med Chir (Tokyo)*. – 2014. – Vol. 54. – P. 727–35.

159. Hosalkar, H.S. New technique in congenital scoliosis involving fixation to the pelvis after hemivertebra excision / H.S. Hosalkar, L.M. Luedtke, D.S. Drummond // *Spine*. – 2004. – Vol.29, N 22. – P. 2581-2587.

160. Hu, Y. A comparative study on the accuracy of pedicle screw placement assisted by personalized rapid prototyping template between pre- and post-operation in patients with relatively normal mid-upper thoracic spine / Y. Hu, Z.S. Yuan, W.R. Spiker [at al.] // *Eur Spine J.* – 2016. Vol. 25, N 6. – P. 1706–1715.

161. Imrie, M.N. A “simple” option in the surgical treatment of congenital scoliosis / M.N. Imrie // *The Spine Journal*. – 2011. – Vol.11, N 2. – P. 119-121.

162. Jalanko, T. Hemivertebra resection for congenital scoliosis in young children: comparison of clinical, radiographic, and health-related quality of life outcomes between the anteroposterior and posterolateral approaches / T. Jalanko, R. Rintala, V. Puisto [at al.] // *Spine*. - 2011. - Vol. 36, N 1. - P. 41-49.

163. Jebaseelan, D.D. Validation efforts and flexibilities of an eight-year-old human juvenile lumbar spine using a three-dimensional finite element model / D.D. Jebaseelan, C. Jebaraj, N. Yoganandan [et al.] // *Med Biol Eng Comput.* – 2010. – Vol. 48, N 12. – P. 1223-1231.

164. Jeszenszky, D. Fusionless posterior hemivertebra resection in a 2 year-old child with 16 years follow-up / D. Jeszenszky, T.F. Fekete, F.S.

Kleinstueck [at al.] // *European Spine Journal*. – 2012. – Vol. 21, N 8. – P. 1471-1476.

165. Jiang, L. A modified personalized image-based drill guide template for atlantoaxial pedicle screw placement: a clinical study / L. Jiang, L. Dong, M. Tan [at al.] // *Med Sci Monit*. – 2017. – Vol. 16, N 23. – P. 1325-1333.

166. Johnson, A.N. Current concepts in the treatment of early onset scoliosis / A.N. Johnson, R.K. Lark // *J Clin Med*. – 2024. – Vol. 13, N 15. – P. 4472.

167. Kaneyama, S. A novel screw guiding method with a screw guide template system for posterior C-2 fixation: clinical article / S. Kaneyama, T. Sugawara, M. Sumi [at al.] // *J Neurosurg Spine*. – 2014. – Vol. 21, N 2. – P. 231-238.

168. Kaneyama, S. Safe and accurate midcervical pedicle screw insertion procedure with the patient-specific screw guide template system / S. Kaneyama, T. Sugawara, M. Sumi // *Spine*. – 2015. – Vol. 40, N 6. – P. 341–348.

169. Kawaguchi, Y. Development of a new technique for pedicle screw and Magerl screw insertion using a 3-dimensional image guide / Y. Kawaguchi, M. Nakano, T. Yasuda [at al.] // *Spine*. – 2012. – Vol. 37, N 23. – P. 1983–1988.

170. Kesling, K. The crankshaft phenomenon after posterior spinal arthrodesis for congenital scoliosis: a review of 54 patients / K. Kesling, J. Lonstein, F. Denis [at al.] // *Spine*. – 2003. - Vol. 28, N 3. - P. 267-271.

171. Khuyagbaatar, B. Biomechanical effects on cervical spinal cord and nerve root following laminoplasty for ossification of the posterior longitudinal ligament in the cervical spine: A comparison between open-door and double-door laminoplasty using finiteelement analysis / B. Khuyagbaatar, K. Kim, T. Purevsuren [at al.] // *J Biomech Eng*. – 2018. – Vol. 140, N 7.

172. Kieffer, J. Combined anterior and posterior convex epiphysiodesis for progressive congenital scoliosis in children aged < or =5 years / J. Kieffer, J. Dubousset // *Eur Spine J*. – 1994. - Vol.3, N 2. – P. 120–125.

173. Klemme, W.R. Hemivertebral excision for congenital scoliosis in very young children / W.R. Klemme, Jr. Polly, J.R. Orchowski // *Journal of Pediatric Orthopaedics*. – 2001. – Vol. 21, N 6. – P. 761-764.

174. Lamartina, C. Pedicle screw placement accuracy in thoracic and lumbar spinal surgery with a patient-matched targeting guide: a cadaveric study / C. Lamartina, R. Cecchinato, Z. Fekete [at al.] // *Eur Spine J*. – 2015. – Vol. 24, N 7. – P. 937-41.

175. Larson, A.N. The accuracy of navigation and 3D image-guided placement for the placement of pedicle screws in congenital spine deformity / A.N. Larson, D.W. Jr. Polly, K.J. Guidera [at al.] // *J Pediatr Orthop*. – 2012. – Vol. 32, N 6. – P. 23-29.

176. Leatherman, K.D. Two-stage corrective surgery for congenital deformities of the spine / K.D. Leatherman, R.A. Dickson // *J. Bone Joint Surg. Br.* - 1979. - Vol. 61, N 3. - P. 324–328.

177. Li, X.F. Posterior unilateral pedicle subtraction osteotomy of hemivertebra for correction of the adolescent congenital spinal deformity / X.F. Li, Z.D. Liu, G.Y. Hu [at al.] // *Spine J*. – 2011. – Vol. 11, N 2. – P. 111–118.

178. Li, Y. Optimal axis for lumbosacral interbody fusion: Prospective finite element analysis and retrospective 3D-CT measurement / Y. Li, D. He, N. Chen [at al.] // *Clin Anat*. – 2019. – Vol. 32, N 3. – P. 337-347.

179. Liu, K. Preliminary application of a multi-level 3D printing drill guide template for pedicle screw placement in severe and rigid scoliosis / K. Liu, Q. Zhang, X. Li [at al.] // *Eur Spine J*. – 2017. – Vol. 26, N 6. – P. 1684-1689.

180. Liu, N. Effects of new cage profiles on the improvement in biomechanical performance of multilevel anterior cervical corpectomy and fusion: A finite element analysis / N. Liu, T. Lu, Y. Wang [at al.] // *World Neurosurg*. – 2019. – Vol. 129. – P. e87-e96.

181. Liu, F. Biomechanical comparison of a new undercut thread design vs. the V-shape thread design for pedicle screws / F. Liu, X. Feng, G. Deng [at al.] // *Spine J*. – 2024. – Vol. 24. – P. 1993-2001.

182. Lu, C. Comparison of 3D-printed Navigation Template-assisted Pedicle Screws versus Freehand Screws for Scoliosis in Children and Adolescents: A Systematic Review and Meta-analysis / Ch. Lu, L. Ma, X. Wang [et al.] // *Journal of Neurological Surgery, Part A: Central European Neurosurgery*. – 2023. – Vol. 84, N 02. – P. 188-197.
183. Lu, S. A novel patient-specific navigational template for cervical pedicle screw placement / S. Lu, Y.Q. Xu, W.W. Lu [at al.] // *Spine*. – 2009. – Vol. 34, N 26. – P. 959-966.
184. Lu, S. A novel computer-assisted drill guide template for lumbar pedicle screw placement: a cadaveric and clinical study / S. Lu, Y.Q. Xu, Y.Z. Zhang [at al.] // *Int J Med Robot*. – 2009. – Vol. 5, N 2. – P. 184-191.
185. Lu, S. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement / S. Lu, Y.Q. Xu, G.P. Chen [at al.] // *Comput Aided Surg*. – 2011. – Vol. 16, N 5. – P. 240-8.
186. Lu, S. A novel computer-assisted drill guide template for placement of C2 laminar screws / S. Lu, Y.Q. Xu, Y.Z. Zhang [at al.] // *Eur Spine J*. – 2009. – Vol. 18, N 9. – P. 1379-1385.
187. Lu, S. Accuracy and efficacy of thoracic pedicle screws in scoliosis with patient-specific drill template / S. Lu, Y.Z. Zhang, Z. Wang [at al.] // *Med Biol Eng Comput*. – 2012. – Vol. 50, N 7. – P. 751-758.
188. Lubicky, J.P. Congenital scoliosis / J.P. Lubicky, In: Bridwell K., DeWald R.L., editors. *The textbook of spinal surgery*. 2. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997. - P. 345–364.
189. Lucas, G. Complications in pediatric spine surgery using the vertical expandable prosthetic titanium rib: the French experience / G. Lucas, G. Bollini, J.L. Jouve [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. – 2013. – Vol. 38, N 25. – P. E1589-99.
190. Ma, T. A novel computer-assisted drill guide template for thoracic pedicle screw placement: a cadaveric study / T. Ma, Y.Q. Xu, Y.B. Cheng [et al.] // *Arch Orthop Trauma Surg*. – 2012/ - Vol. 132, N 1. – P. 65-72.

191. Ma, L. Biomechanical evaluation and optimal design of a pedicle screw with double bent rods internal fixation system based on PE-PLIF fusion / L. Ma, Y. Yan, X. Wang [et al.] // *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* – 2024. – Vol. 27, N 11. – P. 1448-1459.
192. Marks, D.S. Long-term results of convex epiphysiodesis for congenital scoliosis / D.S. Marks, S.R. Sayampanathan, A.G. Thompson, H. Piggott // *Eur Spine J* 1995. - Vol.4, N 5. – P. 296-301.
193. Matsukawa, K. Feasibility of using tapping torque during lumbar pedicle screw insertion to predict screw fixation strength / K. Matsukawa, Y. Yato, H. Imabayashi [et al.] // *J Orthop Sci.* – 2020. – Vol. 25, N 3. – P. 389-393.
194. Mayer, L. Treatment of congenital scoliosis due to a hemivertebra / L. Mayer // *The Journal of Bone & Joint Surgery.* – 1935. – Vol. 17, N 3. – P. 671-678.
195. McMaster, M. Hemivertebra as a cause of scoliosis: a study of 104 patients / M. McMaster, C. David // *The Journal of Bone and Joint Surgery Br.* – 1986. - Vol. 68, N 4. - P. 588-595.
196. Merc, M. A multi-level rapid prototyping drill guide template reduces the perforation risk of pedicle screw placement in the lumbar and sacral spine / M. Merc, I. Drstvensek, M. Vogrin [et al.] // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 2013. – Vol. 133, N 7. – P. 893-899.
197. Meyer, F. Forces and moments in cervical spinal column segments in frontal impacts using finiteelement modeling and human cadaver tests / F. Meyer, J. Humm, Y. Purushothaman [et al.] // *J Mech Behav Biomed Mater.* – 2019. – Vol. 90. – P. 681-688.
198. Mladenov, K. Hemivertebra resection in children, results after single posterior approach and after combined anterior and posterior approach: a comparative study / K. Mladenov, P. Kunkel, R. Stuecker // *European spine journal.* – 2012. – Vol. 21, N 3. – P. 506-513.
199. Moe, J.H. Harrington instrumentation without fusion plus external orthotic support for the treatment of difficult curvature problems in young children

/ J.H. Moe, K. Kharrat, R.B. Winter, J.L. Cummine // Clin Orthop Relat Res. – 1984. – Vol. 185 – P. 35-45.

200. Mosekilde, L. The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density / L. Mosekilde, S.M. Bentzen, G. Ortoft [et al.] // Bone. – 1989. – Vol. 10, N 6. – P. 465-470.

201. Musapoor, A. A finite element study on intra-operative corrective forces and evaluation of screw density in scoliosis surgeries / A. Musapoor, M. Nikkhoo, M. Haghpanahi // Proc Inst Mech Eng H. – 2018. – Vol. 232, N 12. – P. 1245-1254.

202. Nakamura, H. Single-stage excision of hemivertebrae via the posterior approach alone for congenital spine deformity: follow-up period longer than ten years / H. Nakamura, H. Matsuda, S. Konishi, Y. Yamano // Spine. 2002. - Vol. 27, N 1. – P. 110–115.

203. Nakashima, D. Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar junction using models constructed from medical images / D. Nakashima, T. Kanchiku, N. Nishida [et al.] // Exp Ther Med. – 2018. – Vol. 15, N 4. – P. 3225-3230.

204. Nikkhoo, M. Development and validation of a geometrically personalized finite element model of the lower ligamentous cervical spine for clinical applications / M. Nikkhoo, C.H. Cheng, J.L. Wang [et al.] // Comput Biol Med. – 2019. – Vol. 109. – P. 22-32.

205. Nishida, N. FiniteElement Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage / N. Nishida, J. Ohgi, F. Jiang [et al.] // Comput Math Methods Med. – 2019.- Vol. 2019, N 4. – P. 12-20.

206. Noordeen, M.H. The surgical treatment of congenital kyphosis / M.H. Noordeen, E. Garrido, S.K. Tucker, H.B. Elsebaie // Spine. – 2009. – Vol. 34, N 17. – P. 1808-1814.

207. Öhman-Mägi, C. Density and mechanical properties of vertebral trabecular bone-A review / C. Öhman-Mägi, O. Holub, D. Wu [et al.] // *JOR Spine*. – 2021. – Vol. 4, N 4. – P. e1176.
208. Pan, Y. Accuracy of thoracic pedicle screw placement in adolescent patients with severe spinal deformities: a retrospective study comparing drill guide template with free hand technique / Y. Pan, G.H. Lü, L. Kuang, B. Wang // *Eur Spine J*. – 2018. – Vol. 27, N 2. – P. 319-326.
209. Palanca, M. A novel approach to evaluate the effects of artificial bone focal lesion on the three-dimensional strain distributions within the vertebral body / M. Palanca, G. De Donno, E. Dall'Ara // *PLoS One*. – 2021. - Vol. 16, N 6. – P. e0251873.
210. Park, T.H. Cross-link is a risk factor for rod fracture at pedicle subtraction osteotomy site: A finite element study / T.H. Park, S.H. Woo, S.J. Lee [et al.] // *J Clin Neurosci*. – 2019. – Vol. 66. – P. 246-250.
211. Peng, Y. Optimizing bone cement stiffness for vertebroplasty through biomechanical effects analysis based on patient-specific three-dimensional finite element modeling / Y. Peng, X. Du, L. Huang [et al.] // *Med Biol EngComput*. – 2018. – Vol. 56, N 11. – P. 2137-2150.
212. Peng, X. Hemivertebra resection and scoliosis correction by a unilateral posterior approach using single rod and pedicle screw instrumentation in children under 5 years of age / X. Peng, L. Chen, X. Zou // *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. – 2011. – Vol. 20, N 6. – P. 397-403.
213. Prakash, S. Posterior Convex Wedge Resection in the Management of Advanced Congenital Scoliosis Caused by Hemivertebra / S. Prakash, R. Voleti // *WSJ*. - 2006. - Vol. 1, N 2. – P. 75-78.
214. Puttlitz, C.M. A finite element investigation of upper cervical instrumentation / C.M. Puttlitz, V.K. Goel, V.C. Traynelis [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. – 2001. – Vol. 26. – N. 2449–55.
215. Putzier, M. A new navigational tool for pedicle screw placement in patients with severe scoliosis: a pilot study to prove feasibility, accuracy, and

identify operative challenges / M. Putzier, P. Strube, R. Cecchinato [et al.] // *Clin Spine Surg.* – 2017. – Vol. 30, N 4. – P. 430-439.

216. Radermacher, K. Computer assisted orthopaedic surgery with image based individual templates / K. Radermacher, F. Portheine, M. Anton [et al.] // *Clin Orthop Relat Res.* – 1998. – N 354. – P. 28-38.

217. Ren, J. Biomechanical comparison of percutaneous posterior endoscopic cervical discectomy and anterior cervical decompression and fusion on the treatment of cervical spondylotic radiculopathy / J. Ren, R. Li, K. Zhu [et al.] // *J Orthop Surg Res.* – 2019. – Vol. 14, N 1. – P. 71.

218. Renner, S.M. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine / S.M. Renner, R.N. Natarajan, A.G. Patwardhan [et al.] // *J Biomechan.* – 2007. – Vol. 40, N 6. – P. 1326-1332.

219. Repko, M. Simple bony fusion or instrumented hemivertebra excision in the surgical treatment of congenital scoliosis / M. Repko, M. Krbec, J. Burda [at al.] // *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* – 2008. - Vol. 75, N 3. – P. 180-184.

220. Rho, J.Y. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone / J.Y. Rho, M.C. Hobatho, R.B. Ashman // *Med Eng Phys.* – 1995. – Vol. 5. – P. 347-355.

221. Roaf, R. Wedge excision for scoliosis / R. Roaf // *J. Bone Jt. Surg.* — 1955. – Vol. 37-B, N 1. – P. 97-101.

222. Röllinghoff, M. Dorsal resection of a thoracic hemivertebra in a 4 year-old boy with endochondral gigantism. A case report / M. Röllinghoff, J. Siewe P. Eysel // *Acta Orthopædica Belgica.* – 2010. – Vol. 76, N 5. – P. 699-705.

223. Royle, N.D. Operative removal of an accessory vertebrae / N.D. Royle // *Med J.* – 1928. - N 1. – P. 467–468.

224. Ruf, M. Posterior hemivertebra resection with transpedicular instrumentation: early correction in children aged 1 to 6 years / M. Ruf, J. Harms // *Spine.* - 2003. - Vol. 28, N 18. – P. 2132–2138.

225. Ruf, M. Hemivertebra resection and osteotomies in congenital spine deformity / M. Ruf, R. Jensen, L. Letko, J. Harms // *Spine*. – 2009. – Vol.34, N 17. – P. 1791-1799.
226. Ryken, T.C. Image-based drill templates for cervical pedicle screw placement / T.C. Ryken, B.D. Owen, G.E. Christensen [at al.] // *J Neurosurg Spine*. – 2009. – Vol. 10, N 1. – P. 21-26.
227. Sairyo, K. Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture / K. Sairyo, V.K. Goel, A. Masuda [at al.] // *Eur Spine J*. – 2006. – Vol. 15, N 6. – P. 923-9.
228. Sairyo, K. Three dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating factor for pediatric isthmic spondylolisthesis at the growth plate / K. Sairyo, V.K. Goel, A. Masuda [at al.] // *Eur Spine J*. – 2006. – Vol. 15, N 6. – P. 930-5.
229. Sang, D. The differences among kinematic parameters for evaluating the quality of intervertebral motion of the CervicalSpine in clinical and experimental studies: concepts, research and measurement techniques. A literature review / D. Sang, W. Cui, Z. Guo [at al.] // *World Neurosurg*. – 2019. – Vol. 133. – P. 343-357.
230. Sevrain, A. Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolisthesis: a computer modeling and simulation study / A. Sevrain, C.E. Aubin, H. Gharbi [at al.] // *Scoliosis*. – 2012. – Vol. 7, N 1. – P. 2.
231. Shao, Z.X. Improving the trajectory of transpedicular transdiscal lumbar screw fixation with a computer-assisted 3D-printed custom drill guide / Z.X. Shao, J.S. Wang, Z.K. Lin [at al.] // *PeerJ*. – 2017. – Vol. 5. – P. e3564.
232. Shen, F. Congenital Scoliosis / F. Shen, V. Arlet // In: *Spinal Disorders. Fundamentals of Diagnosis and Treatment*, Boos. - 2008. - N.&Aebi (Ed.), M. - P. 693-711.

233. Shono, Y. One-stage posterior hemivertebra resection and correction using segmental posterior instrumentation / Y. Shono, K. Abumi, K. Kaneda // *Spine*. – 2001. – Vol. 26, N 7. – P. 752–757.

234. Si-Hoe, K.M. Radio-translucent 3-axis mechanical testing rig for the spine in micro-CT / K.M. Si-Hoe, S.H. Teoh, J. Teo // *J Biomech Eng*. – 2006. – Vol. 128, N 6. – P. 957-64.

235. Su, Y. A finite element study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture / Y. Su, X. Wang, D. Ren [at al.] // *Medicine (Baltimore)*. – 2018. – Vol. 97, N 34. – P. e12046.

236. Sugawara, T. Multistep pedicle screw insertion procedure with patient-specific lamina fit and-lock templates for the thoracic spine: clinical article / T. Sugawara, N. Higashiyama, S. Kaneyama [at al.] // *J Neurosurg Spine*. – 2013. – Vol. 19, N 2. – P. 185-190.

237. Sugawara, T. Accurate and simple screw insertion procedure with patient-specific screw guide templates for posterior C1-C2 fixation / T. Sugawara, N. Higashiyama, S. Kaneyama, M. Sumi // *Spine*. – 2017. – Vol. 42, N 6. – P. 340-346.

238. Takemoto, M. Additive-manufactured patient specific titanium templates for thoracic pedicle screw placement: novel design with reduced contact area / M. Takemoto, S. Fujibayashi, E. Ota [at al.] // *Eur Spine J*. – 2016. – Vol. 25, N 6. – P. 1698-1705.

239. Tao, E.X. Biomechanical changes of oblique lumbar interbody fusion with different fixation techniques in degenerative spondylolisthesis lumbar spine: a finite element analysis / E.X. Tao, R.J. Zhang, B. Zhang [at al.] // *BMC Musculoskelet Disord*. – 2024. – Vol. 25, N 1. – P. 664.

240. Thompson, A.G. Long-term results of combined anterior and posterior convex epiphysiodesis for congenital scoliosis due to hemivertebrae / A.G. Thompson, D.S. Marks, S.R. Sayampanathan [at al.] // *Spine* 1995. - Vol.20, N 12. – P. 1380-1385.

241. Tian, Y. One-stage posterior hemivertebral resection in the treatment of congenital scoliosis caused by hemimetameric shift / Y. Tian, T. Wang, G.X. Qiu // *Chin Med J(Engl)*. - 2006. - Vol. 119. N 20. – P.1757–1759.
242. Umale, S. Mechanisms of Cervical Spine Disc Injury under Cyclic Loading / S. Umale, N. Yoganandan // *Asian Spine J*. – 2018. – Vol. 12, N 5. – P. 910-918.
243. Uzumcugil, A. Convex growth arrest in the treatment of congenital spinal deformities, revisited / A. Uzumcugil, A. Cil, M. Yazici [at al.] // *Journal of Pediatric Orthopaedics*. – 2004. - Vol. 24, N 6. – P. 658-666.
244. Vissarionov, S.V. Comparing the treatment of congenital spine deformity using freehand techniques in vivo and 3D-printed templates in vitro (prospective-retrospective single-center analytical single-cohort study) / S.V. Vissarionov, D.N. Kokushin, N.O. Khusainov [et al.] // *Adv Ther*. – 2020. – Vol. 37, N 1. – P. 402-419.
245. Waldhausen, J.H. Complications in using the vertical expandable prosthetic titanium rib (VEPTR) in children / J.H. Waldhausen, G. Redding, K. White, K. Song // *J Pediatr Surg*. – 2016. – Vol. 51, N 11. – P. 1747-1750.
246. Walhout, R. Hemi-epiphysiodesis for unclassified congenital scoliosis: immediate results and mid-term follow-up / R. Walhout, L. van Rhijn, J. Pruijs // *European Spine Journal*. – 2002. – Vol. 11, N 6. – C. 543-549.
247. Wang, S. Posterior hemivertebra resection with bisegmental fusion for congenital scoliosis: more than 3 year outcomes and analysis of unanticipated surgeries / S. Wang, J. Zhang, G. Qiu [at al.] // *European Spine Journal*. – 2013. – Vol. 22, N 2. – C. 387-393.
248. Wang, Y. The influence of artificial nucleus pulposus replacement on stress distribution in the cartilaginous endplate in a 3 dimensional finite element model of the lumbar intervertebral disc / Y. Wang, X.D. Yi, C.D. Li [at al.] // *Medicine (Baltimore)*. – 2017. – Vol. 96, N 50. – P. e9149.

249. Wang, X. Pediatric lumbar pedicle screw placement using navigation templates: a cadaveric study. *Indian J Orthop* / X. Wang, J. Shi, S. Zhang [et al.] // *J Orthop*. – 2017. – Vol. 51, N 4. – P. 468-473.
250. Wang, D.H. Biomechanical analysis of adjacent segments after correction surgery for adult idiopathic scoliosis: a finite element analysis / D.H. Wang, D.N. Wu, D.Q. Xin [et al.] // *Sci Rep*. – 2024. – Vol.14, N 1. – P. 13181.
251. White, A.A. *Clinical Biomechanics of the Spine* / A.A. White, M.M. Panjabi. - Philadelphia: Lippincott, 1990. - 722 p.
252. Winter, R. The results of spinal arthrodesis for congenital spinal deformity in patients younger than five years old / R. Winter, J. Moe // *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*. – 1982. - Vol. 64, N 3. - P. 419-432.
253. Winter, R.B. Posterior spinal arthrodesis for congenital scoliosis. An analysis of the cases of two hundred and ninety patients five to nineteen years old / R.B. Winter, J.H. Moe, J.E. Lonstein // *J Bone Joint Surg*. - 1984. - Vol. 66, N 8. – P. 1188–1197.
254. Winter, R.B. Ultra-long-term follow-up of pediatric spinal deformity problems: 23 patients with a mean follow-up of 51 years / R.B. Winter, J.E. Lonstein // *Journal of Orthopaedic Science*. – 2009. – Vol. 14, N 2. – P. 132-137.
255. Wu, C.C. Biomechanical Role of the Thoracolumbar Ligaments of the Posterior Ligamentous Complex: A Finite Element Study / C.C. Wu, H.M. Jin, Y.Z. Yan [et al.] // *World Neurosurg*. – 2018. - Vol. 112. – P. e125-e133.
256. Wu, T.K. Biomechanical effects on the intermediate segment of noncontiguous hybrid surgery with cervical disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion: a finite element analysis / T.K. Wu, Y. Meng, H. Liu [et al.] // *Spine J*. – 2019. – Vol. 19, N 7. – P. 1254-1263.
257. Xu, W. Hemivertebra excision with short-segment spinal fusion through combined anterior and posterior approaches for congenital spinal deformities in children / W. Xu, S. Yang, X. Wu, C. Claus // *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. – 2010. – Vol.19, N 6. – P. 545-550.

258. Xu, M. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads / M. Xu, J. Yang, I.H. Lieberman, R. Haddas // *Med Eng Phys.* – 2019. – Vol. 67. – P. 11-21.
259. Xu, Y. Presence of compensatory curve predicts postoperative curve progression in congenital scoliosis after thoracolumbar hemivertebra resection and short fusion / Y. Xu, J. Li, D. Li [at al.] // *Eur Spine J.* – 2024. – Vol. 33, N 12. – P. 4457-4466.
260. Xu, C. Comparative finite element analysis of posterior short segment fixation constructs with or without intermediate screws in the fractured vertebrae for the treatment of type a thoracolumbar fracture / C. Xu, X. Bai, D. Ruan, C. Zhang // *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* – 2024. – Vol. 27, N 11. – P. 1398-1409.
261. Yan, L. A method for fracture toughness measurement in trabecular bone using computed tomography, image correlation and finite element methods / L. Yan, A. Cinar, S. Ma [et al.] // *J Mech Behav Biomed Mater.* – 2020. – Vol. 109. – P. 103838.
262. Yang, B. GAG content, fiber stiffness, and fiber angle affect swelling-based residual stress in the intact annulus fibrosus / B. Yang, G.D. O'Connell // *Biomech Model Mechanobiol.* – 2019. – Vol. 18, N 3. – P. 617-630.
263. Yaszay, B. Efficacy of hemivertebra resection for congenital scoliosis: a multicenter retrospective comparison of three surgical techniques / B. Yaszay, M. O'Brien, H.L. Shufflebarger [at al.] // *Spine.* - 2011. - Vol. 36, N 24. - P. 2052-2060.
264. Yu, Y. Early outcome of one-stage posterior transpedicular hemivertebra resection in the treatment of children with congenital scoliosis / Y. Yu, W.J. Chen, Y. Qiu [at al.] // *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* – 2010. - Vol. 48, N 13. - P. 985-988.
265. Zeng, Y. The posterior surgical correction of congenital kyphosis and kyphoscoliosis: 23 cases with minimum 2 years follow-up / Y. Zeng, Z. Chen, Q. Qi [at al.] // *Eur. Spine J.* - 2013. - Vol. 22, N 2. – P.372–378.

266. Zhang, J. The efficacy and complications of posterior hemivertebra resection / J. Zhang, W. Shengru, G. Qiu [at al.] // *European Spine Journal*. – 2011. – Vol. 20, N 10. – P. 1692-1702.

267. Zhang, Y. Precise execution of personalized surgical planning using three-dimensional printed guide template in severe and complex adult spinal deformity patients requiring three-column osteotomy: a retrospective, comparative matched-cohort study / Ya. Zhang, H. Yang, Ch. Han [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. – 2024. – Vol. 19, N 1. – P. 278.

268. Zhang, G. Biomechanical effect of different posterior fixation techniques on stability and adjacent segment degeneration in treating thoracolumbar burst fracture with osteoporosis: a finite element analysis / G. Zhang, J. Li, L. Zhang [et al.] // *Spine (Phila Pa 1976)*. – 2024. – Vol. 49, N 15. – P. E229-E238.

269. Zhou, C. Hemivertebrae resection for unbalanced multiple hemivertebrae: is it worth it? / C. Zhou, L. Liu, Y. Song [at al.] // *European Spine Journal*. – 2014. – Vol. 23, N 3. – P. 536-542.

270. Zhou, C. An upper bound computational model for investigation of fusion effects on adjacent segment biomechanics of the lumbar spine / C. Zhou, T. Cha, Li G. // *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. – 2019. – Vol. 22, N 14. - P. 1126-1134.

271. Zhu, W.Y. A biomechanical study on proximal junctional kyphosis following long segment posterior spinal fusion / W.Y. Zhu, L. Zang, J. Li [at al.] // *Braz J Med Biol Res*. – 2019. – Vol. 52, N 5. – P. e7748.

272. Zhu, X. Posterior hemivertebra resection and monosegmental fusion in the treatment of congenital scoliosis / X. Zhu, X. Wei, J. Chen [at al.] // *Annals of The Royal College of Surgeons of England*. – 2014. – Vol. 96, N 1. – P. 41-44.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Таблица подбора реберно-позвоночной системы в зависимости от
осевой нагрузки

Осевая нагрузка, Н	Диаметр штанги D, мм	Длина штанги L, мм	Длина основания S, мм	Расположение пластины в основании	Расстояние между адаптором и верхним винтом	Критическое место в конструкции
1	2	3	4	5	6	7
<50	3.5	250±50	30+10	выдвинута	2/3L	1
	3.5	250±50	80+50	выдвинута	1/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	80+50	выдвинута	1/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	80	сдвинута	2/3L	3
	3.5	250±50	140	сдвинута	2/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	2/3L	3
	4.0	250±50	80+50	выдвинута	2/3L	1
	4.0	400 ₋₁₀₀	80+50	выдвинута	1/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	2/3L	3
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	140+110	выдвинута	1/3L	3, 8
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	140+110	выдвинута	2/3L	3, 8
	4.5	250±50	140+110	выдвинута	1/3L	3
	5.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	2/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	140+110	выдвинута	2/3L	3, 8
	5.0	250±50	140+110	выдвинута	1/3L	3
	5.0	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	2/3L	3
50-100	3.5	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	1
	3.5	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	2/3L	1
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	1, 3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	80+50	выдвинута	2/3L	3
	3.5	250±50	80	сдвинута	1/3L	3
	3.5	250±50	80	сдвинута	2/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	80	сдвинута	1/3L	1
	3.5	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	1/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	80+50	выдвинута	2/3L	3
	4.0	250±50	80	сдвинута	1/3L	3
	4.0	250±50	80+50	выдвинута	1/3L	3
	4.0	250±50	80	сдвинута	2/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	80	сдвинута	2/3L	3
	4.0	250±50	140	сдвинута	2/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	1/3L	3
	4.5	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.5	250±50	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.5	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.5	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	3
	4.5	250±50	140	сдвинута	2/3L	3
	4.5	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	1/3L	3
4.5	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	2/3L	3	

Продолжение таблицы

1	2	3	4	5	6	7
50-100	5.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	3
	5.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	140+110	выдвинута	1/3L	3, 8
	5.0	250±50	140	сдвинута	2/3L	3
100-150	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	1
	3.5	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	1, 3
	3.5	250±50	30	сдвинута	2/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	3
	3.5	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	2, 3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	80+50	выдвинута	1/3L	1, 3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	1/3L	3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	2/3L	3
	3.5	250±50	140	сдвинута	1/3L	3
	4.0	250±50	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	80	сдвинута	1/3L	1, 3
	4.0	250±50	140	сдвинута	1/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	3
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	3, 4
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.5	250±50	30	сдвинута	2/3L	3
	4.5	250±50	140	сдвинута	1/3L	3
5.0	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	3	
5.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	1, 3	
150-200	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	4
	3.5	250±50	30	сдвинута	1/3L	2, 3, 4
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	80	сдвинута	1/3L	3
	3.5	100 ⁺¹⁰⁰	80	сдвинута	2/3L	3, 4
	4.0	250±50	30	сдвинута	1/3L	3
	4.0	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.0	250±50	30	сдвинута	2/3L	3
	4.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	3, 4, 5
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	80	сдвинута	1/3L	3, 4, 6
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	80+50	выдвинута	1/3L	3, 4
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	1/3L	3
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	2/3L	3
	4.5	250±50	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.5	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	7, 8
	4.5	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	1, 3
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	2/3L	3
	5.0	250±50	30	сдвинута	1/3L	3, 4, 6
	5.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	4, 6
	5.0	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	2/3L	3
	5.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	2/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	3, 4

Продолжение таблицы

1	2	3	4	5	6	7
150-200	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	7, 8
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	2/3L	3
	5.0	400 ₋₁₀₀	140	сдвинута	1/3L	3
200-250	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	3, 4, 6, 7
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	3, 4
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	3, 4
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	3, 4, 7
	4.0	100 ⁺¹⁰⁰	80	сдвинута	2/3L	3, 4, 6
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	3, 5, 6, 7
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	3, 5, 7
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	3, 5, 6, 7
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	3
	4.5	250±50	30	сдвинута	1/3L	4, 5
	4.5	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.5	250±50	30	сдвинута	2/3L	3
	4.5	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	3
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	7, 8
	4.5	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	1/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	7, 8
	5.0	250±50	30+10	выдвинута	2/3L	3
	5.0	250±50	30	сдвинута	2/3L	3
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	140	сдвинута	1/3L	3
	5.0	250±50	140	сдвинута	1/3L	3
250-300	4.5	250±50	30	сдвинута	1/3L	3, 4
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	2/3L	7, 8
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30	сдвинута	1/3L	7, 8
	5.0	250±50	30	сдвинута	1/3L	3, 4
300-350	4.5	400 ₋₁₀₀	30	сдвинута	1/3L	3, 4, 6
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	1/3L	6, 7
	5.0	100 ⁺¹⁰⁰	30+10	выдвинута	2/3L	3, 7
>350	5.0	250±50	30+10	выдвинута	1/3L	3, 4, 6, 7
	5.0	250±50	30	сдвинута	2/3L	3, 6, 9
	5.0	400 ₋₁₀₀	30+10	выдвинута	1/3L	3, 4, 9