

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
“НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМЕНИ Р.Р.ВРЕДЕНА”
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

Абдалиев Сейдали Сапаралиевич

**Тактика хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом
груднопоясничной локализации**

3.1.8 – травматология и ортопедия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
д.м.н., профессор, член-корреспондент РАН
Виссарионов Сергей Валентинович

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	12
1.1. Эпидемиология и классификации врожденных пороков развития позвоночника	12
1.2. Эволюция методов хирургического лечения деформаций позвоночника при врожденных кифосколиозах	15
1.3. Виды остеотомий позвоночника	18
1.4. Метод конечных элементов. История развития. Анализ инструментальной коррекции деформации позвоночника с использованием транспедикулярных винтов.....	29
1.5. Резюме.....	34
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	36
2.1. Дизайн диссертационного исследования	36
2.2. Характеристика клинических наблюдений	37
2.3. Методы исследования	42
2.3.1. Метод конечных элементов	43
2.3.2. Клинико-неврологическое исследование	46
2.3.3. Лучевое исследование	49
2.3.4. Магнитно-резонансная томография	53
2.3.5. Статистический метод	54
ГЛАВА 3. НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ПОЗВОНКОВ И МЕТАЛЛИЧЕСКОГО КАРКАСА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ КОНФИГУРАЦИЯХ ЗОНЫ ФИКСАЦИИ.....	56
3.1. Зона фиксации двумя парами винтов	58
3.2. Зона фиксации четырьмя парами винтов (I вариант).....	65
3.3. Зона фиксации четырьмя парами винтов (II вариант)	71

3.4. Зона фиксации шестью парами винтов	77
ГЛАВА 4. ОСОБЕННОСТИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ.....	94
4.1. Метод коррекции врожденного кифосколиоза грудного отдела позвоночника у детей при нарушении формирования или слияния тела позвонка из дорсального подхода	94
4.2. Метод коррекции врожденного кифосколиоза грудного отдела позвоночника у детей при нарушении сегментации передних отделов позвонков из дорсального доступа	103
ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ И ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ.....	111
5.1. Результаты клинико-неврологического обследования	111
5.2. Результаты лучевых исследований до операции.....	113
5.3. Магнитно-резонансная томография.....	116
5.4. Характеристика результатов хирургической коррекции врожденной деформации позвоночника в группах исследования.....	117
5.5. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с нарушением формирования и слияния позвонков.....	127
5.6. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с нарушением сегментации позвонков.....	132
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	137

ВЫВОДЫ	149
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	151
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	152

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы

В современной ортопедии проблема лечения детей с врожденными пороками развития позвоночника, сопровождающимися кифосколиотической деформацией, относится к числу наиболее сложных и до конца нерешенных задач. Актуальность этой проблемы обусловлена ежегодно увеличивающимся количеством данной категории больных, а также сложностью и тяжестью развития самого заболевания. Врожденные аномалии развития позвонков, сопровождающиеся кифосколиотической деформацией, ведут к раннему и бурному прогрессированию искривлению позвоночного столба, как во фронтальной, так и сагиттальной плоскости. Оба компонента деформации усугубляют и усиливают друг друга, приводя к необратимым неврологическим нарушениям, в результате вертебро-медуллярного конфликта, и инвалидизации детей уже в дошкольном возрасте. Кроме того, сформированные изменения со стороны позвоночника обуславливают вторичные нарушения опорно-двигательного аппарата и внутренних органов.

Последние двадцать лет для определения тактики хирургического лечения врожденных кифосколиозов использовалась лучевая классификация Winter R.B. и McMaster M.J., основанная на результатах рентгенологического обследования пациента. В настоящее время появилась классификация (Noriaki Kawakami et al., 2009) врожденных пороков развития позвоночника, основанная на данных 3D-реконструкции, которая позволяет определить подход и необходимый объем оперативного вмешательства с учетом многоплоскостных изменений. Однако эти классификации не учитывают взаимоотношение костных структур позвоночного столба с самим спинным мозгом и его элементами, что невозможно не принимать во внимание при кифосколиотических искривлениях. Ряд из этих пациентов в клинической картине заболевания имеет неврологические нарушения, обусловленные наличием вертебро-медуллярного конфликта. С учетом этого, коррекция

врожденного искривления при кифосколиотических деформациях без оценки этих взаимоотношений в ходе хирургического вмешательства может привести к развитию или усугублению неврологического дефицита.

При оперативном лечении детей с врожденным кифосколиозом с целью коррекции имеющейся деформации не вызывает сомнения необходимость вмешательства как на уровне передней и средней колонн позвоночного столба, так и на задних костных структурах. Однако до настоящего времени активно обсуждаются вопросы хирургических подходов при исправлении кифосколиотических деформаций позвоночника у пациентов детского возраста. Ряд специалистов считают, что осуществлять весь объем хирургического вмешательства необходимо только из дорсального доступа (Chang D.G. et al., 2015; Hedequist D. et al., 2009; Jalanko et al., 2011; Ruf M. et al., 2009; Shono Y. et al., 2001; Wang L. et al., 2011; Zhang J., et al. 2011; Zhu X. et al., 2014). Преимуществами данного подхода по сравнению с альтернативными вариантами, по мнению специалистов, являются уменьшение длительности операции, снижение объема кровопотери, а также уровня травматичности самого вмешательства. Другие исследователи рекомендуют проводить коррекцию имеющейся врожденной деформации из комбинированного (переднебокового и дорсального) подхода (Виссарионов С.В. с соавт., 2013; Bollini G. et al., 2006; Hedequist D.G. et al., 2005; Jalanko T. et al., 2011; Mladenov K. et al., 2012; Wang L. et al., 2011; Xu W. et al., 2010). Положительные моменты предложенных доступов они объясняют возможностью более четкой визуализации зоны порока, корректного и оптимального удаления только тех костных аномального позвонка и его дисковых структур, которые участвуют в формировании искривления, получения значимой мобильности позвоночно-двигательного сегмента после удаления структур порочного позвонка, достижение оптимальной коррекции деформации в ходе операции.

Одновременно с этим необходимо подчеркнуть, что остается открытым вопрос варианта выбора опорных элементов спинальной систем, зоны их

установки относительно аномального позвонка и протяженности металлофиксации в ходе проведения операции при коррекции различных типов искривлений позвоночного столба, включая врожденные кифосколиотические деформации (Кулешов А.А. с соавт., 2012; Донник А.М. с соавт., 2017). Выбор варианта стабилизации позвоночника при помощи металлоконструкции кардинально влияет на сохранение достигнутого результата в ходе операции, что также является важной и актуальной проблемой до настоящего времени.

Цель исследования

Улучшить результаты хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации.

Задачи исследования

1. Создать физико-механическую модель врожденной деформации позвоночника с учетом нагрузок на опорные элементы металлоконструкции, костные структуры позвонков и расчетом протяженности зоны инструментальной фиксации.

2. Обосновать выбор зон установки опорных элементов металлоконструкции и протяженности металлофиксации при коррекции деформации позвоночника у детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации.

3. Усовершенствовать методики хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков.

4. Разработать алгоритм хирургических методов лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода в зависимости от варианта аномалии развития позвонков.

Научная новизна исследования

1. Создана физико-механическая модель коррекции деформации позвоночника у детей с врожденным кифосколиозом с учетом нагрузки

на опорные элементы спинальной системы, костные структуры позвонков и протяженность металлофиксации.

2. Предложены усовершенствованные хирургические методы лечения детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации при нарушении формирования, слияния и сегментации позвонков.
3. Разработан алгоритм хирургических методов лечения детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничного перехода в зависимости от варианта порочного позвонка.

Практическая значимость

1. Полученные данные физико-механической модели предоперационного планирования коррекции деформации у пациентов с врожденным кифосколиозом позволят оценить нагрузку на опорные элементы металлоконструкции и костные структуры позвонков в области установленной системы.
2. Определена оптимальная протяженность и зона фиксации элементов металлоконструкции при хирургическом лечении детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации.
3. Определен хирургический подход и объем оперативного вмешательства в зависимости от варианта порока, величины деформации и выраженности неврологических нарушений.

Методология и методы исследования

Проанализированы результаты обследования и хирургического лечения 80 пациентов в возрасте от 3 лет 2 месяцев до 17 лет 5 месяцев с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации тел позвонков. Все дети, проходившие обследование и оперативное вмешательство, были разделены на четыре группы в зависимости от варианта применяемой хирургической методики. В группу I (n=20) и группу II (n=20) вошли пациенты с нарушением формирования или слияния позвонка. Группу III (n=20) и группу IV (n=20) составили пациенты с нарушением сегментации позвонков. В группе I и III коррекцию врожденной деформации

позвоночника осуществляли с применением усовершенствованных методик хирургического лечения пороков развития позвоночника с учетом данных математического моделирования установки транспедикулярных винтов в грудной и поясничные отделы позвоночника, а в группах II и IV применяли стандартные методики хирургического лечения врожденных кифосколиозов груднопоясничной локализации. Таким образом, группы I и III являлись основными, а группы II и IV – контрольными по отношению к ним, соответственно. Контроль результатов оперативных вмешательств оценивали при помощи лучевых методов исследования (рентгенография, МСКТ). На основании определения статистически значимых различий делали выводы об эффективности применяемых методик. Полученные результаты послужили основой создания алгоритма хирургического лечения пациентов с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков.

Основные положения, выносимые на защиту

1. У детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации на фоне нарушения формирования и слияния позвонков хирургическое лечение в объеме удаления костных структур аномального позвонка, коррекции деформации позвоночника металлоконструкцией в сочетании с корпородезом и задним локальным спондилодезом целесообразно проводить из дорсального подхода.

2. У детей с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения сегментации тел позвонков оперативное вмешательство в объеме клиновидной остеотомии, частичной резекции средней колонны позвонков на вершине деформации и коррекции деформации позвоночника многоопорной транспедикулярной системой рекомендовано осуществлять только из дорсального доступа.

3. Для достижения оптимальной коррекции врожденной деформации в ходе операции и надежной стабилизации в отдаленный период наблюдения у детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации

необходимо устанавливать транспедикулярные винты на два позвонка выше и на два позвонка ниже относительно зоны удаленного аномального позвонка.

Апробация и реализация диссертационной работы

Основные положения и результаты диссертационного исследования доложены на различных конференциях и съездах травматологов – ортопедов: юбилейной конференции, посвященной 50-летию АГИУВ «Медицинское образование в условиях глобализации рынка труда», 12–13 сентября 2013 г., г. Алматы, II съезде травматологов-ортопедов Республики Казахстан 2-3 октября 2014 г., г. Астана, Международной научно-практической конференции «Инновационные технологии диагностики и лечения в травматологии и ортопедии»; 13-14 октября 2016 г., г. Астана, научно-практической конференции «Актуальные проблемы травматологии и ортопедии»; 3-4 июня 2016 г., г. Бухара, конференции с международным участием «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии на современном этапе»; 5-6 октября 2017 г., г. Шымкент, IX съезде травматологов-ортопедов Республики Узбекистан «Актуальные вопросы травматологии и ортопедии» с международным участием; 20-21 октября 2017 г., г. Ташкент.

По теме диссертации опубликованы 8 печатных работ, из них 2 статьи в журналах, рекомендованных ВАК РФ для диссертационных исследований.

Результаты исследования внедрены в клиническую практику отделения патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии им.Г.И.Турнера» Минздрава России, травматолога – ортопедического отделения РГП на ПХВ "Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии" Минздрава Республики Казахстан (г. Нурсултан), а также в учебный процесс на кафедре детской травматологии и ортопедии ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И.Мечникова» Минздрава России.

Личный вклад автора

Автором проведено комплексное обследование всех пациентов с врожденной деформацией позвоночника, им самостоятельно прооперировано более 65% больных групп исследования, проведен анализ полученных результатов работы. Автор принимал участие в разработке физико-механической модели напряженно-деформированного состояния позвоночника и металлоконструкции при различных конфигурациях зоны фиксации.

Автором разработаны клинические протоколы наблюдения групп пациентов, осуществлена статистическая обработка полученных результатов, сформулированы выводы и практические рекомендации.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертационное исследование соответствует паспорту специальности 3.1.8 – травматологи и ортопедия, посвящена методам диагностики и хирургическому лечению детей с врожденным кифосколиозом. Представленная работа будет способствовать сохранению здоровья пациентов детского возраста, снижению уровня инвалидности и улучшению качества из жизни. Область исследования: разработка и усовершенствование методов лечения заболеваний опорно-двигательной системы и внедрение их в клиническую практику. Задачи диссертационной работы и положения, выносимые на защиту, соответствуют формуле специальности 3.1.8 – травматология и ортопедия.

Объем и структура работы

Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений, списка литературы. Материал изложен на 177 страницах машинописного текста, иллюстрирован 11 таблицами и 91 рисунком. Библиографический указатель включает 223 источника литературы, в том числе, 53 отечественных и 170 зарубежных.

ГЛАВА 1

СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

1.1. Эпидемиология и классификации врожденных пороков развития позвоночника

В структуре всех врожденных пороков развития аномалии позвоночника составляют от 17 до 32% (Hormell R.S., 1952; Cobb J.R., 1958; McMaster M.J., 1994). Среди всех деформаций позвоночного столба удельный вес врожденных пороков последнего составляет от 2 до 11% (Абальмасова Е.А., 1967; Иткина З.Д., 1975; Михайлов С.А., 1983; Михайловский М.В., Фомичев Н.Г., 2002; Мушкин А.Ю., 1990; Виссарионов С.В., 2008; Hormell R.S., 1952; Cobb J.R., 1958; Ruhns J.G., McMaster M.J., 1994). По данным Goldstein I. и соавт., проведших аналитический обзор клинко-рентгенологических данных 78500 пациентов с деформациями позвоночника, изолированные аномальные позвонки могут встречаться с частотой 0,33 случая на 1000 новорожденных (Goldstein I. et al., 2005). Forrester M. с соавт., проведя популяционное исследование в период с 1986 по 2002 годы, отметил частоту врожденного кифосколиоза на фоне нарушения формирования позвонков в 1,33 наблюдений на 10000 новорожденных.

Нарушение сегментации — врожденный порок развития позвоночника, включающий минимум два и более позвонков, которые имеют между собой костное сращение тел, дуг позвонков, дугоотростчатых суставов, поперечных отростков. Протяженный несегментированный стержень относят к крайне тяжелому пороку развития, что обусловлено неуклонной бурной прогрессией деформации позвоночного столба в процессе роста и развития ребенка. В общей структуре аномалий позвоночного столба данный вариант врожденной аномалии составляет от 12 до 21,4% (Иткина З.Д., 1975; Winter R.V., 1988; McMaster M.J., 1984; Ульрих Э.В., 1985).

На основании современных представлений принято считать, что пороки развития позвоночника возникают при воздействии повреждающих факторов в раннем эмбриональном периоде (Kusumi K. et al., 2007). К нарушению формирования и слияния позвонков могут привести наличие мутаций в геноме, воздействие на эмбрион различных экзогенных агрессивных факторов, происходящем в первом триместре беременности (Ewart Toland A. et al., 2000; Giampietro P. et al., 2003; Hensinger R., 2009; Sparrow D. et al., 2012). На основании экспериментальных исследований на лабораторных животных установлено, что воздействие повреждающими агентами в периоде эмбриогенеза приводит к возникновению аномалий позвоночника (Hensinger R., 2009).

Первые классификации врожденных пороков развития позвоночника в основном базировались на морфологических характеристиках аномалий. Значительный вклад в развитие данного раздела внесен плеядой отечественных ученых: А.Д. Сперанский, Г.И. Турнер, Р.Р. Вреден, Э.Ю. Остен-Сакен, Д.Г. Рохлин, В.А. Дьяченко, З.А. Ляндрес, З.Д. Иткина. Так, Г.И. Турнер (1927) представил описание анатомо-морфологического препарата позвоночника, имеющего аномалию развития, охарактеризованную им как “клиновидный позвонок”. Р.Р. Вреден (1931) обозначал изолированный порок развития позвоночника как “асимметричный позвонок, наблюдаемый либо в виде недоразвития одной из его половин, либо в виде избыточного клиновидного полупозвонка, включенного справа или слева”. Морфологическое описание нарушения формирования (полупозвонок, клиновидный позвонок, задний клиновидный позвонок) встречается и в современной литературе (Arlet V. et al., 2003; Nedequist D., Emans J., 2007; Hensinger R., 2009). Классификация, предложенная В.А. Дьяченко (1949), основывалась на морфогенетическом принципе врожденных пороков позвоночника, в соответствии с которой автор относил клиновидные боковые и задние позвонки к аномалиям развития тела позвонка (В.А. Дьяченко, 1949). В последующем З.А. Ляндрес

объединил принципы морфологической классификации врожденных пороков позвоночника Р.Р. Вредена и эволюционно-генетической классификации, предложенной В.А. Дьяченко, предложив свою классификацию врожденных аномалий развития, включающую все отделы позвоночного столба, где изолированное нарушение формирования позвонков было отнесено к группе пороков онтогенетической природы (З.А. Ляндрес, 1958).

Более поздние классификации врожденных пороков развития позвоночника были основаны на работах, посвященных анализу естественного течения врожденных деформаций (Winter R., Moe J., Eilers V., 1968). Базовой для последующих работ, явилась классификация, основанная на различных вариантах аномалий развития тел позвонков, включающих: нарушение формирования, нарушение слияния и нарушение сегментации позвонков (MacEwen G.D., 1973).

В последующем эта классификация неоднократно была дополнена и уточнена другими исследователями (Mayfield J.K., Winter R.B., 1980; Tsou P.M., 1980; Dubousset J.E., 1985; McMaster M.J., 1994; Winter R.B., 1996; Jaskwicz D. et al., 2000; Ульрих Э.В., Мушкин А.Ю., 2005). Согласно исследованиям McMaster M.J., к нарушению формирования позвонков относятся полупозвонки и клиновидные позвонки. Кроме того, аномалии развития позвонков включают в себя нарушение сегментации, смешанные дефекты и сложные не классифицируемые пороки (McMaster M., Ohtsuka K., 1982; Giampietro P. et al., 2003; Marks D., Qaimkhani S., 2009). В отечественной литературе наиболее полно классификация врожденных аномалий позвоночника представлена в работах Э.В. Ульриха и А.Ю. Мушкина (2005). Данная классификация основывается на распределении врожденных пороков позвоночника по клинико-анатомическим признакам, учитывает тип нарушения развития, вариант порока, а также характер деформации, связанный с этим пороком. Современные возможности непрерывно совершенствующихся методов лучевой диагностики, накопление данных о врожденных деформациях позвоночного столба приводят к

дальнейшей детализации классификаций, описывающих эту патологию. Так, Kawakami N. и соавторами (2009) описана трехмерная классификация прогрессирующих врожденных сколиозов и кифозов, основанная на результатах мультиспиральной компьютерной томографии позвоночника.

1.2. Эволюция методов хирургического лечения деформаций позвоночника при врожденных кифосколиозах

Развитие методов хирургического лечения врожденных кифосколиозов груднопоясничной локализации у детей носит последовательный характер, начиная от стабилизирующих костно-пластических операций с дальнейшим переходом их к различным вариантам инструментальной фиксации и остеотомий позвоночника, что обусловлено стремлением хирургов к радикальной коррекции всех компонентов деформации позвоночника и минимизации протяженности зоны спондилодеза (Виссарионов С.В., 2008).

Первая операция, выполненная Hibbs в 1911 году, представляла собой костно-пластический задний спондилодез с расщеплением остистых отростков для стабилизации врожденной деформации позвоночника (Hibbs R.A., 1924; Winter R., Moe J., 1982; Winter R.B., Lonstein J.E., 2009). Отдаленные результаты данной методики показали прогрессирование деформации у 36% пациентов младше 4 летнего возраста (Kesling K., Lonstein J., Denis F. et al., 2003). Удаление полупозвонка при хирургической коррекции врожденного кифосколиоза выполнено Royle в 1928 г. (Royle N.D., 1928). В 1954 году Roaf предложил методику коррекции врожденной деформации позвоночника, включающую в себя доступ к позвоночнику через дорсальную поверхность грудной клетки в области реберного горба, удаление клина, представленного частями дуг и тел аномальных позвонков с участками межпозвонковых дисков, на уровне вершины кифосколиотической дуги искривления (Roaf R., 1955). Методики, предложенные Gruca и А.И. Казьминым, отличались объемом резекции, выполняемой на уровне дорсальных и вентральных компонентов порочных 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).

В настоящее время при локальной врожденной кифосколиотической деформации во многих работах показано преимущество экстирпации аномального позвонка (Repko M., Krbec M. et al., 2008; Aydinli U., Ozturk C. et al., 2007; Yaszay B., O'Brien M. et al., 2011 и др.). Разработка вентральных доступов к телу порочного позвонка позволила осуществлять его радикальное удаление, тем самым значимо повысив эффективность хирургической коррекции (Riseborough E.J., 1973). Авторами применялось двухэтапное вмешательство: первым этапом - удаление тела аномального позвонка из переднебокового подхода, вторым этапом - резекция его задних костных структур, коррекция деформации позвоночника и стабилизация эндокорректором достигнутого результата из дорсального доступа через три недели (Leatherman K.D., Dickson R.A., 1979; Bergoin M., Bollini G., 1986; Bradford D.S., 1990; Winter R. 1994; Holte D.C., 1995). В последующем выполнение этих двух этапов было совмещено в одну хирургическую сессию (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; Bollini G., Docquier P. L., 2006; Hedequist D. J., Hall J. E., 2005).

В 2001 году Y.Shono предложил выполнять резекцию аномального позвонка, начиная от основания корня дуги до передней замыкательной пластинки тела («egg-shell» остеотомия). После компрессии по выпуклой стороне деформации кортикальные стенки полупозвонка сминаются, тем самым достигается коррекция деформации (Shono Y., 2001). «Egg-shell» остеотомия занимает промежуточное место между методикой гемиепифизиодеза на выпуклой стороне дуги и экстирпацией полупозвонка (Ferreyra A.C., Gonzalo A.O., 2002).

По данным ряда авторов методика удаления аномального позвонка из комбинированного доступа у детей с врожденным кифосколиозом

грудопоясничной локализации с применением инструментальной фиксации позволила получить коррекцию 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 авторами была описана методика удаления полупозвонка из дорсального подхода, включающая в себя резекцию задних отделов полупозвонка и корня дуги с последующим доступом к телу полупозвонка и удалением его при помощи костных ложек и высокооборотистой дрели. После чего устанавливали многоопорную транспедикулярную металлоконструкцию и корригировали деформацию (Ruf M., Harms J., 2002). За последние 10 лет данная методика была описана в ряде работ (Tian Y., Wang T., 2006; Chen Y.T., Wang S.T. et al., 2009; Zeng Y., Chen Z. et al., 2013; Zhu X., Wei X., 2014; Lei M., Hui W., 2013). Crostelli M. и соавт. показали, что использование дорсального подхода позволяет достичь до 85% коррекции сколиотического и кифотического компонентов деформации, отметив при этом высокий уровень неврологических рисков (Crostelli M., Mazza O., 2014). Jalanko T. и соавт. придерживались мнения, что хирургическая коррекция врожденного кифосколиоза из заднего подхода технически более трудоемка и травматична для пациента, но при этом величина исправления деформации не уступает комбинированному подходу (Jalanko T., Rintala R., 2011). Ряд исследователей проводили сравнительный анализ хирургического лечения врожденных деформаций позвоночника на фоне аномальных позвонков 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). Benli I.T. и соавт. при локализации порочного позвонка в грудопоясничной области, проанализировав эффективность переднего и заднего доступа в разной комбинации, пришли к выводу о том, что обе методики могут быть использованы в равной мере (Benli I. T., Aydin E., 2006.). Однако, по мнению других исследователей, хирургическая коррекция из заднего доступа является технически сложной процедурой, требующей осторожности и определенного опыта (Aydogan M., Ozturk C., 2008).

Еще в одном исследовании, основанном на ретроспективном сравнительном анализе результатов хирургического лечения пациентов с кифосколиозом, выполненном из комбинированного и заднего доступов, авторами была продемонстрирована бóльшая коррекция дуги (59-94% versus 54-84%) и меньшая продолжительность операции (4,5 versus 5,3 часов) при вмешательстве с применением комбинированного подхода (Jalanko T., Rintala R., 2011; Mladenov K., Kunkel P., 2012). Данные других авторов были несколько противоположными - время хирургической сессии меньше при дорсальном доступе (3,8–6,3 versus 4,7–7,3 часа) (Arriagada G., Chahin A., 2009).

Кроме того, необходимо подчеркнуть, что и в последние годы вопросам подходов к хирургическому лечению пациентов с врожденным кифосколиозом посвящен ряд исследований (Виссарионов С.В. и соавт., 2009, 2011, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018; Рябых С.О., Ульрих Э.В., 2013; Hedequist D., Emans J., Proctor M., 2009; Jeszenszky D., Fekete T., 2012; Zhou C., Liu L., et al., 2014; Hui W., Wenyuan D., 2013; Lei M., Hui W., 2013).

Наряду с дорсальной фиксацией имеются также работы об использовании передней стабилизации врожденной деформации с применением вентральных систем. Однако, авторы обращают внимание на допустимость остаточной деформации, как во фронтальной (до 17°), так и в сагиттальной (до 11°) плоскостях (Garrido E. et al., 2008; Noordeen M., 2009; Elsebaie H., Kaptan W., 2010).

1.3. Виды остеотомий позвоночника

Успешность проведения хирургической коррекции деформаций позвоночника, как в целом, так и при врожденных аномалиях развития грудопоясничной локализации, в частности, определяется двумя основными факторами: - «адресной» инструментальной коррекцией компонентов деформации позвоночника, основанной на целенаправленном воздействии и приложении корригирующих усилий к различным костным структурам

позвонок, учитывающих биомеханику упругих сопротивлений колонн позвоночного столба; - рациональным выбором метода и способа конкретного вида остеотомии, обеспечивающего получение достаточной мобильности и «конгруэнтности» структур позвоночно-двигательных сегментов, образующих клинически значимую деформацию позвоночника.

В истории развития техники остеотомий, применяемых в хирургии тяжелых деформаций позвоночника, одной из первых, детально описанной в литературе, является остеотомия по Smith-Petersen (1945). Автор впервые применил заднюю клиновидную остеотомию дорсальных костных структур позвонков поясничного отдела позвоночника при его кифотической деформации у пациента с ревматоидным артритом (Smith-Petersen M.N. et al., 1945). В последующем, появились работы, посвященные выполнению остеотомий в шейном отделе позвоночника (Mason C. et al., 1953; Urist M.R., 1958). Начиная с середины 1970-х годов Leong и соавт. проводили работы, направленные на разработку и внедрение в клиническую практику транспедикулярной остеотомии и деканцелляции (Leong J.C.Y. et al., 1978, 1991, 1997).

Остеотомия по Smith-Petersen (SPO)

M.N. Smith-Petersen (1945) впервые описал свою технику остеотомии, используемую в основном для коррекции кифотических деформаций при анкилозирующем спондилите, и получившую в последующем обозначение SPO (Smith-Petersen M.N. et al., 1945). Позднее данная методика проведения множественных SPO имела свое применение не только при болезни Бехтерева, но и при коррекции ятрогенного сагиттального дисбаланса позвоночника (Lagrone M.O. et al., 1988; Nehne H.J. et al., 1990).

Классическая техника SPO описывается как резекция дорсальных элементов двух и более сегментов позвоночника, имеющая своей целью получить укорочение задней колонны и удлинение передней колонны позвоночного столба за счет расширения междисковых пространств,

обеспечивающего восстановление физиологического лордоза. При помощи остеотома или высокооборотистой дрели удаляют остистые отростки, края пластинчатых частей дуг, разобщают синостозы суставных отростков путем V-образной резекции, удаляют желтые связки кусачками Керрисона в зоне вершины деформации. После установки стержней спинальной системы укорочение задней колонны осуществляется путем выполнения сегментарной контракции опорных элементов (транспедикулярные винты) до достижения сближения остистых отростков. В результате проведения данных манипуляций происходит нарушение целостности передней продольной связки и формирование клиновидного дефекта на уровне одного сегмента.

Z.H. LaChapelle (1946) описал модифицированную двухэтапную методику клиновидной остеотомии, применяемой для коррекции грудопоясничного кифоза при анкилозирующем спондилите. Первым этапом проводили удаление дуги L2 позвонка, а через две недели - передний релиз и резекцию межпозвонкового диска на уровне сегмента L2-L3. После этого посредством вентральной остеотомии проводили клиновидное разобщение передней колонны и корпородез костными трансплантатами (LaChapelle Z.H., 1946). Описано множество разновидностей размыкающей клиновидной остеотомии. Чресфасеточный межтеловой спондилодез и дискэктомия могут совмещаться с SPO. Описана задняя остеотомия с двусторонней межпозвонковой фораминотомией, модифицирующая SPO таким образом, чтобы коррекция деформации позвоночника проводилась постепенно, избегая разрыва передней продольной связки (Briggs H. et al., 1947; Wilson M.J. et al., 1949). A. Ponte (1984) описал методику задней смыкающей клиновидной остеотомии, используемой для лечения мобильных кифотических деформаций позвоночника у пациентов с болезнью Шейерманн-Мау с завершенным костным ростом (Ponte A. et al., 1984). Данная методика подразумевает меньший объем резекции дорсальных костных позвоночника по сравнению с SPO и большее количество позвоночно-двигательных сегментов, вовлекаемых в зону спондилодеза.

Как правило, при методике SPO на каждые 10 мм резекции в одном сегменте при условии сохранности мобильности межпозвонкового диска можно получить 10-15° коррекции деформации позвоночника. Однако эффективность применения данной методики ограничена наличием оксификации или синостозом ventральных структур позвонков, образующих вершину кифотической деформации.

В целом, применение методики SPO позволяет достичь значимой коррекции за счет одного сегмента, однако существует большой риск дислокации позвоночного столба и повреждения крупных ventральных сосудов брюшной полости. Псевдоартроз также является достаточно частой причиной боли и неврологических симптомов в связи с костно-фиброзной пролиферацией ткани вокруг патологического очага. В связи с отсутствием ventральных костных структур и дефицитом опороспособности передней и средней колонн позвоночника, возникающих после проведения SPO, существует риск потери коррекции. Так, в сравнительном анализе методик SPO и PSO авторами констатирована средняя потеря коррекции более 5° в 4 случаях (21,1%) в группе SPO и в 5 случаях (16,1%) в группе PSO (Zhu Z. et al., 2012).

Кроме того, для достижения необходимой коррекции возможно выполнение многоуровневой SPO, включающей грудной и поясничный отделы позвоночника (Bridwell K.H., 2006). Необходимо отметить, что в сравнении со стандартным переднезадним комбинированным доступом и PSO, остеотомия по Smith-Petersen обеспечивает стабильную фиксацию и коррекцию деформации с меньшим объемом кровопотери, снижением продолжительности операции и количества осложнений (Cho K.J. et al., 2005).

Удлинение передней колонны при SPO является основной причиной развития осложнений, таких как развитие параплегии вследствие дислокации сегментов позвоночника и компрессии конского хвоста, а также повреждению сосудов брюшной полости из-за растяжения. Хотя V-образная

остеотомия обеспечивает контроль над ротацией, авторы отмечают возможность развития вертебро-медуллярного конфликта при выполнении агрессивной задней декомпрессии в объеме коррекции более 10° на одном уровне SPO, приводящей к сагиттальному смещению позвоночника и повреждению спинного мозга (Chang K.W. et al., 2006). Рядом авторов описаны случаи разрыва аорты при выполнении процедуры SPO в ходе коррекции кифотической деформации позвоночника и развития высокой кишечной непроходимости, обусловленной натяжением верхней брыжеечной артерии над двенадцатиперстной кишкой в раннем послеоперационном периоде (Lichtblau P.O. et al., 1956; Weatherley C. et al., 1988).

Педикулярная субтракционная остеотомия (PSO)

Методика трехколонной задней педикулярной субтракционной остеотомии впервые была описана в 1963 году V.A.Scudese и соавт., как способ хирургической коррекции деформации позвоночника, фиксированной в сагиттальной плоскости, при анкилозирующем спондилите. Проведение PSO авторы рекомендуют выполнять на уровне L2 или L3 позвонков, мотивируя это тем, что данные позвонки расположены более каудально по отношению к конусу спинного мозга, что значительно снижает риск неврологических осложнений (Scudese V.A. et al., 1963; Ziwan J.L., 1982; Thomasen E., 1985).

Методика включает в себя транспедикулярную клиновидную резекцию позвонка от его дорсальных костных элементов с переходом через основания корней дуг до кортикального слоя вентральной поверхности тела позвонка. Необходимо отметить, что при выполнении данной методики, в отличие от методики SPO, при смыкании краев зоны резекции в области средней и задней колонн позвоночника, высота вентральной поверхности тела позвонка, образованного его кортикальным слоем практически не изменяется. Так как PSO является трехколонной остеотомией, то во время проведения остеотомии возникает выраженная нестабильность позвоночного

столба, могущая повлечь его нежелательное смещение. Для профилактики данного осложнения рекомендуют предварительно устанавливать транспедикулярные винты в тела соседних с уровнем остеотомии позвонков и фиксировать одним стержнем. Основания корней дуги позвонка на уровне остеотомии маркируют при помощи шила для облегчения их верификации в дальнейшем. PSO начинают с удаления всех дорсальных элементов позвонка, включая остистые отростки и дугу. После выделения корней дуги губчатую кость тела позвонка удаляют путем деканцеляции через корни дуг, с обязательной защитой ТМО и нервных корешков. Кровотечение из тела позвонка и венозного сплетения позвоночного канала останавливают при помощи биполярной коагуляции и местных гемостатических агентов. При выполнении PSO в грудном отделе позвоночника проводят частичную резекцию ребер для обеспечения доступа к телу позвонка, что позволяет избежать смещения спинного мозга. При адекватном удалении спонгиозной ткани тела позвонка, остеотомию выполняют через боковые стенки его тела, каудальную стенку основания корня дуги рядом с выходящим нервным корешком и дорсальный кортикальный слой тела позвонка, что подразумевает остеотомию на 360 градусов. Необходимо уделять особое внимание равномерности удаления кости для обеспечения полноценного смыкания зоны остеотомии. Асимметричную PSO применяют для устранения комбинированной кифосколиотической деформации (Thambiraj S. et al, 2012). В ряде случаев при асимметричной остеотомии или при выполнении рычагового маневра возможно смещение в сагиттальной плоскости, что может привести к повреждению твердой мозговой оболочки и спинного мозга. Некоторые авторы с целью профилактики неврологических осложнений предлагают создавать центральное расширение дуги для ревизии дурального мешка и нервных корешков (Zhu Z. et al., 2012). Твердая мозговая оболочка и нервные корешки выше и ниже резецированного основания корня дуги должны быть мобилизованы и полностью свободны. Область остеотомии смыкают при помощи провизорных стержней, а также за счет

опосредованной реклинации за счет перемещения грудной клетки и нижних конечностей на столе. В отдельных случаях в области передней колонны при отсутствии ее достаточной опороспособности устанавливают кейдж или костный аутотрансплантат.

PSO, по сравнению с SPO, приводит к укорочению задней и средней колонн позвоночника без увеличения протяженности передней колонны, что обеспечивает укорочение сагиттального размера позвоночного канала. В среднем, при выполнении педикулярной субтракционной остеотомии возможно получить до 30-40 градусов коррекции деформации позвоночника на одном уровне и коррекции сагиттальной вертикальной оси в пределах 6–13.5 см (Jaffray D. et al., 1992; Thiranont N. et al., 1993; Bridwell K.H. et al., 2004).

Несмотря на то, что PSO позволяет получить большую сегментарную коррекцию в сравнении с SPO, однако, применение данной методики не всегда возможно. Выраженное массивное кровотечение более 2 литров у больных с тяжелыми деформациями при применении PSO может приводить к серьезным осложнениям (Wang M.Y. et al., 2007). Псевдоартроз является другой частой проблемой PSO, возникающей по данным литературы у 24% пациентов в отдаленном периоде при фиксированном сагиттальном дисбалансе (Bridwell K.H. et al., 2003). Некоторые авторы предлагают выполнять протяженную фиксацию позвоночника в сочетании с передним корпородезом, дополняя в ряде случаев эти этапы установкой вентральных пластин для предотвращения данной проблемы (Yang B.P. et al., 2006).

Неврологические осложнения после PSO также встречаются достаточно часто. Так, например, U.M.Ahn и соавт. в аналитическом проспективном исследовании 83 пациентов с фиксированным сагиттальным дисбалансом, оперированных при помощи методики PSO, выявили развитие неврологических осложнений в 12,0% наблюдений (Ahn U.M. et al., 2002). K.H. Bridwell опубликовал работу, описывающую развитие неврологических нарушений в 15,2 % случаев, в исследовании, включающем наблюдение за 33

пациентами (Bridwell K.H. et al., 2003). J.M. Buchowski и соавт. провели исследование по изучению отдаленных результатов лечения у 108 пациентов, у которых в 11,1% констатировано появление неврологического дефицита, с 3 случаями перманентных нарушений (Buchowski J.M. et al., 2007). Все вышеперечисленные авторы среди возможных причин неврологических осложнений описывают спадение дуральной оболочки, задний импинджмент, задний подвывих или сагиттальное смещение позвоночно-двигательных сегментов. Для предотвращения и обнаружения данных осложнений рекомендует широкую центральную декомпрессию, применение теста Stagnara или интраоперационный нейромониторинг. Исследование N.A.Quraishi и соавт. продемонстрировало в 67% случаев чувствительность и в 98% специфичность применения методики многоканального мониторинга у данной категории пациентов (Quraishi N.A. et al., 2009).

Резекция позвоночного столба (VCR)

Резекция позвоночного столба впервые описана в 1922 году как вертебрэктомия, выполняемая полностью из дорсального доступа, и предназначенная для хирургической коррекции тяжелых и запущенных форм сколиоза (MacLennan A., 1922). В 1983 году были опубликованы материалы, в которых авторами приводился другой метод вертебрэктомии, выполняемый за счет передней фенестрации (Luque E.R. et al., 1983). Позднее, O. Voachie описал использование комбинированного доступа для осуществления вертебрэктомии и коррекции многоплоскостной деформации позвоночника системой Luque'a (Voachie-Adjei O. et al., 1991). VCR справедливо расценивается авторами, как наиболее радикальная методика коррекции искривления позвоночника и применяется при выраженных ригидных кифосколиотических деформациях, приводящих к развитию дисбаланса в сагиттальной и фронтальной плоскостях. По мере развития и более широкого внедрения в практику операций, выполняемых из дорсального доступа, некоторые авторы стали оспаривать незаменимость исключительно заднего

доступа для проведения вертебрэктомии. В связи с высокой травматичностью и сложностью технического выполнения данной методики, а также высоким риском осложнений (прежде всего неврологических), ряд авторов охарактеризовали VCR как «сложную крайнюю меру при самых трудно поправимых деформациях» (Suk S.I. et al., 2002).

Техника VCR предполагает резекцию позвоночного столба из заднего доступа. Первым этапом, после проведения полноценной транспедикулярной фиксации, дорсальные структуры позвоночника в зоне резекции полностью удаляются. Временно устанавливают стержень на противоположной стороне относительно исходного хирургического подхода. Резецируют поперечные отростки и проксимальные участки ребер на протяжении 3 см. Отводят в сторону париемальную плевру. Сегментарные сосуды лигируют, затем мобилизуют и отводят аорту от передней поверхности позвоночного столба. Остеотомия включает в себя ламинэктомию и резекцию тела позвонка. В большинстве случаев, ламинэктомию должна включать дуги позвонков выше и ниже оперируемого сегмента. Следующим этапом, осуществляют доступ к телу позвонка в латеральном направлении. Тело позвонка и смежные с ним диски, а также корни дуги удаляют костной кюреткой и кусачками, оставляя сохраненной дорсальную поверхность тела позвонка, образующую переднюю стенку позвоночного канала. Заключительным этапом передняя кортикальная стенка позвоночного канала освобождается от твердой мозговой оболочки и удаляется перед тем, как осуществляют смыкание зоны резекции.

О. Воашіе усовершенствовал методику выполнения задней резекции позвоночного столба. Данная модификация основывается на использовании техники «яичной скорлупы», позволяющей удалить спонгиозную костную ткань внутри тела позвонка, сохранив при этом целостность медиальной и каудальной стенок корней дуги для защиты невралных структур. Кортикальные пластинки тела позвонка удаляют в следующей последовательности: краниальная и каудальная замыкательные пластинки,

боковые поверхности тела, а затем – медиальные стенки позвоночного канала (Boachie-Adjei O., 2006). После резекции тела позвонка временный стержень может быть использован для коррекции деформации за счет его моделирования *in situ*. В образованный промежуток между позвонками устанавливают *rugamesh* в сочетании с фрагментированными костными аутотрансплантатами для создания полноценного костного блока.

Несмотря на большие возможности при проведении VCR в достижении радикальной коррекции, большинство авторов предупреждают о значительном количестве возможных осложнений. Так, средний объем кровопотери в большинстве исследований составил более 2 литров. Отмечены выраженные неврологические нарушения, включавшие в себя два случая перманентного повреждения спинного мозга (Suk S.I. et al., 2002). В общей сложности, в проведенном исследовании осложнения составили 35% на 70 случаев клинических наблюдений. Помимо неврологических повреждений, нестабильная фиксация, инфекционные осложнения и развитие гемопневмоторакса также встречались достаточно часто. Об этом свидетельствует описание авторами методики интрадуральной ревизии, направленной на высвобождение защемленного вследствие оперативных вмешательств спинного мозга и устранения нарушений в неврологическом статусе (O'Shaughnessy V.A. et al., 2008).

Деканцелляция позвоночного столба (VCD)

Деканцелляция позвоночного столба – название новой модифицированной методики VCR, описанной Y.Wang в публикации, где был проведен анализ хирургического лечения 13 пациентов, страдающих тяжелым ригидным врожденным сколиозом (Wang Y. et al., 2008). Данная методика совмещает в себе достоинства и преимущества методик «яичной скорлупы», SPO, PSO и VCR.

Базовая методика выполнения VCD позволяет осуществлять минимальное воздействие на вентральные структуры передних отделов

позвоночного столба, что способствует уменьшению количества осложнений, обусловленных укорочением спинного мозга, и также проводить максимальное удаление дорсальных структур позвоночника с целью предотвращения возможной компрессии невральных структур позвоночного канала. Парциальная и селективно направленная деканцелляция деформированных позвонков способствует более плавной, технически простой и безопасной процедуре коррекции деформации. В то же время, оставшиеся участки костной ткани деформированного позвонка заменяют собой *rugamesh*, применяемый при стандартной методике VCR, играя своеобразную роль «костного кейджа» (Wang Y. et al., 2011).

Все операции проводят с обязательным использованием интраоперационного нейромониторинга. При выраженных угловых, кифотических деформациях многоуровневую деканцелляцию позвоночного столба начинают с верификации корней дуг деформированного позвонка, подлежащего удалению. Затем, при помощи высокоскоростного бора, размеры полости увеличивают в краниальном и каудальном направлениях, пока не доходят до кортикального слоя тела позвонка, образующего его стенки. Изогнутыми кусачками или кюреткой удаляют оставшиеся верхнюю и нижнюю замыкательные пластинки резецируемого позвонка и межпозвонковые диски. После этого при помощи ламинотома или высокоскоростного бора истончают и отламывают передние и латеральные стенки тела позвонка для облегчения доступа к задней стенке. Заднюю стенку позвонка резецируют изогнутыми кусачками. После деканцелляции тел позвонков, дорсальные элементы позвоночника, включая остистые отростки, дуги, суставные и поперечные отростки также удаляют. Остеоклазия кортикального слоя вентрального отдела тела позвонка достигается посредством разгибания верхней части туловища и поясничного отдела, что приводит к смыканию области клиновидного дефекта и разрыву передней продольной связки с удлинением передней колонны позвоночника. Необходимо отметить, что ось коррекции располагается на границе передней

и средней колонн. После выполнения ЭОП-контроля полученной коррекции деформации позвоночника осуществляют заключительную внутреннюю фиксацию металлоконструкцией. В группе пациентов, имевших деформацию позвоночника округлой формы, деканцеляцию проводили на одном уровне. Укорочение передней и средней колонн сводили к минимуму, что предотвращало избыточное гофрирование твердой мозговой оболочки и укорочение спинного мозга. Остеотомия имела Y-образную форму. При смыкании областей резекции средней колонны, передняя колонна раскрывалась за счет манипуляций, проводимых операционным столом или стержней до достижения запланированной степени коррекции.

Осложнения в виде преходящей неврологической симптоматики, нивелировавшейся в течение 3-х месяцев без дополнительной терапии, отмечены у 4-х пациентов (30,7%). Методика VCD была в дальнейшем модифицирована Wang в Y-образную остеотомию, позволяющую сохранить в ходе хирургического вмешательства среднюю колонну позвоночника. В соответствии с трехколонной теорией F.Denis (1983), средняя колонна позвоночника является наиболее важной опорной структурой. Ее сохранение возможно за счет меньшей по объему резекции костной ткани, что дает менее значимое укорочение спинного мозга, а также отпадает необходимость в применении сетчатого mesh для передней реконструкции, что создает условия для формирования более выраженного костного блока.

1.4. Метод конечных элементов. История развития. Анализ инструментальной коррекции деформации позвоночника с использованием транспедикулярных винтов

История возникновения метода конечных элементов (МКЭ) берет свое начало с вопросов решения задач и исследований, проводившихся в области космонавтики в 50-ых годах XX века. Интересно отметить, что идея МКЭ была разработана учёными в СССР ещё в 1936 году, но из-за ограниченных возможностей вычислительной техники на тот период, метод не получил

развития. Распространение и практическое внедрение в 1960-х годах проводилось Леонардом Оганесяном. Данный метод развился на базе строительной механики и теории упругости (Зенкевич О., 1975). К 70-ым годам относится появление математической теории конечных элементов (работы И. Бабушки, Р. Галлагера, Ж. Деклу, Дж. Одена, Г. Стренга, Дж. Фикса). Весомый вклад в разработку теории МКЭ был внесен и российскими учеными (В.Г. Корнеев, Л.А. Розин). А.С. Сахаровым создана моментная схема конечных элементов (Зенкевич О., Морган К., 1986). В настоящее время подавляющее большинство расчётов на прочность проводят при помощи МКЭ. Предложены различные реализации этого метода для моделирования процессов диффузии, теплопроводности, гидродинамики, механики, электродинамики и др. (Боровков А.И. и соавт., 2012). Закономерно и то, что МКЭ нашел своё применение и в области медицинских исследований.

Так, например, в литературе имеется достаточно большое количество публикаций, посвященных вопросам моделирования нативного позвоночника и исследования биомеханики и нагрузок на позвонки и диски шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника, а также воздействия на них различных устройств и металлоконструкций, предназначенных для коррекции деформации позвоночника и стабилизации позвоночно-двигательных сегментов, включая транспедикулярные опорные элементы (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; Elmasry S.S. et al., 2018; Khuyagbaatar B. et al., 2018; Nakashima D. et al., 2018; Peng Y. et al., 2018; Su Y. et al., 2018; Umale S. et al., 2018; Wu C.C. et al., 2018; Fan W. et al., 2019; Guan W. et al., 2019; Hammer N. et al., 2019; Li Y. et al., 2019; Liu N. et al., 2019; Meyer F. et al., 2019; Nikkhoo M. et al., 2019; Nishida N. et al., 2019; Park T.H. et al., 2019; Ren J. et al., 2019; Sang D. et al., 2019; Wu T.K. et al., 2019; Yang B. et al., 2019; Zhou C. et al., 2019; Zhu W.Y. et al., 2019).

Имеются работы, в которых проводится анализ моделирования различных способов установки транспедикулярных винтов в костные структуры позвонков для определения их устойчивости к нагрузкам, которые могут вызвать дестабилизацию металлоконструкции, смещение винта 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). Однако большинство вышеперечисленных работ связано с патологией позвоночника (дегенеративно-дистрофические заболевания, нестабильность и травма позвоночника, дегенеративный сколиоз) у больных с завершённым костным ростом и пациентов старшей возрастной категории.

Работы, посвященные вопросам биомеханического моделирования позвоночника и использования транспедикулярных винтов у детей, носят единичный характер. Так Sairyo K. и соавт. в своем исследовании разработали трехмерную нелинейную модель конечных элементов поясничного отдела позвоночника ребенка, позволившую определить механические причины перелома дорсальной части апофиза позвонка. Авторами был смоделирован спондилолиз с проведением расчетов напряжения Мизеса в структурах, окружающих ростовую пластину позвонка, включая апофизарное костное кольцо и замыкательную пластинку при различных режимах нагружения, и показано увеличение концентрации напряжений в спондилитической модели по сравнению с моделью интактного позвоночника, что приводит к появлению и прогрессированию спондилолистеза. (Sairyo K. et al., 2006).

Clin J. и соавт. разработали метод оценки воздействия сил гравитации на позвоночник пациентов со сколиозом с использованием метода конечных элементов, позволившего создать процесс моделирования приложения гравитационных сил в центрах тяжести для каждого отдельного позвонка (Clin J. et al., 2011).

Еще одним исследованием, посвященным вопросам биомеханического моделирования предикторов прогрессирования подросткового поясничного

спондилолистеза, стала работа Sevrain A. и соавт., в которой авторами на основании МКЭ было продемонстрировано, что прогрессирование соскальзывания позвонка у детей предопределяет и в наибольшей степени влияет такой позвоночно-тазовый параметр сагиттального баланса, как наклон крестца (Sevrain A. et al. 2012).

Ряд работ посвящен вопросам моделирования хирургического лечения прогрессирующего инфантильного и ювенильного сколиозов. Так, Cobetto N. и соавт. в своем исследовании при помощи МКЭ проводили анализ модуляции роста тел позвонков для коррекции сколиоза. Авторы оценивали влияние натяжения троса, позиционирования винта и послеоперационного положения на трехмерную коррекцию. Было установлено, что напряжение на пластинках роста увеличивалось на 23% на выпуклой стороне кривой при натяжении кабеля, в то время как расположение винтов влияло на распределение сил в вентро-дорзальном направлениях. Положение лежа значительно повлияло на распределение напряжений на апикальном позвонке по сравнению с положением стоя, соответственно 72% сжимающих напряжений на выпуклой стороне против 55% (Cobetto N. et al., 2018).

Aubin С.É. с соавт. провели сравнительный биомеханический анализ хирургического лечения сколиоза у детей при помощи реберно-позвоночных систем и вентральных тросовых систем. Это биомеханическое исследование показало различия между данными техниками и их вариабильность в результатах коррекции сколиоза, обусловленную специфическими характеристиками пациентов (Aubin С.É. et al., 2018).

Кроме того, проводилось исследование методом конечных элементов с целью установления зависимости между мобильностью сколиотической дуги у детей при ювенильном идиопатическом сколиозе и частотой проведения этапных дистракций для профилактики возможных переломов стержней «растущей» металлоконструкции. Авторами была продемонстрирована возможность использования данных конечно-элементного моделирования в клинической практике (Agarwal A. et al., 2018).

Ряд авторов проводили исследования МКЭ, направленные на анализ использования транспедикулярных спинальных систем для коррекции сколиоза у детей. Так, Musapoor A. и соавт. в своей работе разработали и провели детальную валидацию конечно-элементной модели грудного отдела позвоночника при сколиозе, учитывающую влияние величины корректирующих сил и количество (плотность) имплантированных винтов. Результаты показали, что максимальные корректирующие усилия и момент составили $173(\pm 55,43)\text{Н}$ и $10,67(\pm 2,02)\text{Н/м}$ соответственно. Кроме того, было установлено, что увеличение количества транспедикулярных винтов не дает существенной разницы в коррекции. Однако распределение напряжений было значительно больше при использовании более высокой плотности установки винтов во время корректирующих маневров (Musapoor A. et al., 2018).

Clin J. и соавт. провели сравнение величины коррекции деформации позвоночника у детей с идиопатическим сколиозом в зависимости от высокой и низкой плотности установки транспедикулярных винтов трех различных типов. Биомеханический имитационный анализ МКЭ показал схожесть коррекции деформации в корональной плоскости при использовании конструкций с высокой и низкой плотностью транспедикулярных винтов ($73\% \pm 10\%$ против $72\% \pm 10\%$), но коррекция деформации была значимо больше при использовании моноаксиальных винтов ($77\% \pm 8\%$) по сравнению с полиаксиальными ($69\% \pm 11\%$). Увеличение степени свободы головки винта уменьшало корректирующие возможности спинальной системы, но снижало нагрузки на границе «кость-винт». Уменьшение количества винтов приводило к увеличению нагрузок на транспедикулярный винт по завершению коррекции деформации позвоночника (Clin J. et al., 2019).

1.5. Резюме

В настоящее время по данным литературных источников для коррекции врожденных кифосколиотических деформаций позвоночного столба на фоне аномалий развития тел позвонков применяются различные варианты хирургических вмешательств. В ходе операций используются переднебоковые, дорсальные или комбинированные подходы. Ряд этих методик позволяют добиться желаемого результата, однако сопровождаются при этом сложностями технического выполнения и высоким риском развития осложнений, особенно неврологического характера.

Учитывая вышеизложенное, проблема выбора оптимального хирургического подхода при коррекции врожденной кифосколиотической деформации остается актуальной. Отсутствует индивидуальный подход к хирургическому лечению пациентов детского возраста с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации на фоне изолированного нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков в зависимости от величины деформации и характера неврологических нарушений. До настоящего времени не установлены наиболее рациональные методики, вариант и объем остеотомий деформированных позвонков, позволяющих получить радикальную коррекцию искривления позвоночника и стабильность достигнутого результата в отдаленном послеоперационном периоде наблюдения у данной категории больных.

Проведенный анализ литературы по проблеме хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом показал, что до настоящего времени не проводился детальный анализ особенностей применения транспедикулярной фиксации и коррекции деформации грудопоясничного сегмента позвоночника, имеющий научно обоснованный подход, базирующийся на физико-математическом моделировании. В имеющихся исследованиях не до конца решена задача, позволяющая оценить распределение нагрузки, возникающее в костных структурах тел позвонков, опорных элементах металлоконструкции и в зонах контакта металл-кость с целью рационального

планирования протяженности и установки транспедикулярных винтов спинальной системы.

При проведении анализа специальной литературы не получено точных сведений относительно особенностей проведения хирургического лечения, учитывающих вид и характер врожденного порока развития позвоночника. Отсутствует четкий и общепризнанный алгоритм выбора методов инструментальной коррекции и оптимальной методики использования различных видов остеотомий при хирургическом лечении детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации.

Все это явилось поводом для проведения данного научного исследования.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Дизайн диссертационного исследования

Представленное диссертационное исследование включает в себя три этапа.

Первый этап заключался в создании и отработке физико-механической модели врожденной деформации позвоночника с учетом возникающих нагрузок на позвоночно-двигательный сегмент и расчетом протяженности зоны инструментальной фиксации. В данной работе для решения задачи использовали метод конечных элементов, позволяющий рассчитывать сложные конструкции. Целью данной части исследования являлся сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния позвонков, винтов и продольных стержней при различных структурах зоны фиксации. Проведен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния позвонков, транспедикулярных винтов и продольных стержней спинальной системы при различных вариантах зоны фиксации и расположения опорных элементов конструкции. Задача о напряженно-деформированном состоянии позвонков и каркаса с точки зрения механики была разделена на два этапа: 1 - фиксация продольных стержней с одной стороны от промежутка и принудительный наклон стержней на некоторый угол до фиксации с позвонками с другой стороны от промежутка; 2 - распрямление стержней с позвонками после проведения коррекции и перевод их в физиологически правильное положение с сохранением промежутка. В данной работе рассмотрено напряженно-деформированное состояние позвонков и металлоконструкции на втором этапе (после распрямления продольных стержней и коррекции деформации позвоночника).

Второй этап исследования включал проведение хирургического лечения и оценку результатов, полученных в ходе оперативного вмешательства, у детей в группах исследования. В ходе проводимой работы

было сформировано 4 группы пациентов. В группу I (n=20) и группу II (n=20) были включены пациенты с нарушением формирования или слияния позвонка. Группу III (n=20) и группу IV (n=20) составили дети с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения сегментации позвонков.

В I и III группах коррекцию врожденной деформации позвоночника осуществляли с применением усовершенствованных и разработанных методик хирургического лечения пороков развития позвоночника с учетом данных математического моделирования установки транспедикулярных винтов в грудной и поясничный отделы позвоночника. В ходе исследования разработаны способы коррекции врожденной деформации позвоночника у пациентов с нарушением сегментации передних отделов тел позвонков и способ дополнительной фиксации металлоконструкции к костям таза у больных с нарушением формирования позвонка. В группах II и IV применяли стандартные методики хирургического лечения врожденных кифосколиозов груднопоясничной локализации. Таким образом, группы I и III являлись основными, а группы II и IV – контрольными по отношению к ним.

Третий этап исследования заключался в проведении сравнительного анализа эффективности результатов лечения пациентов с врожденным кифосколиозом груднопоясничного отдела позвоночника основных и контрольных групп исследования, на основании которого был разработан алгоритм комплексного обследования и лечения данной категории пациентов детского возраста.

2.2. Характеристика клинических наблюдений

Работа основана на анализе результатов обследования и лечения 80 пациентов в возрасте от 3 лет 2 месяцев до 17 лет 5 месяцев с врожденной кифосколиотической деформацией позвоночника груднопоясничной локализации. Дети с врожденными деформациями позвоночника проходили обследование и лечение в отделении патологии позвоночника и нейрохирургии ФГБУ «НМИЦ детской травматологии и ортопедии им. Г.И.

Турнера» Министерства здравоохранения Российской Федерации и РГП «Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии» Республики Казахстан в период с 2007 по 2016 год.

При распределении пациентов по полу 47 детей (59%) составили девочки, 33 (41%) – мальчики. Распределение пациентов по возрастному аспекту имело следующее распределение: от 3 до 7 лет – 32,5% детей, от 7 до 11 лет - 25%, от 11 до 15 лет - 18,8%, от 15 до 17 лет - 23,7% пациентов (рис. 1, 2).

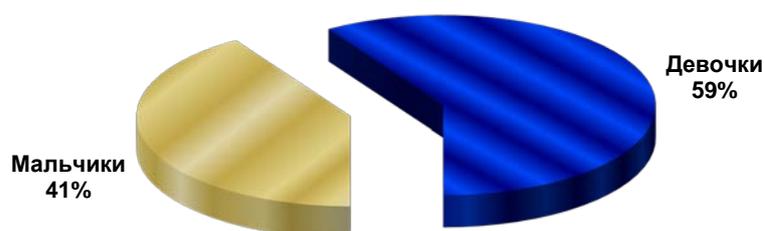


Рисунок 1. Распределение больных с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации по полу

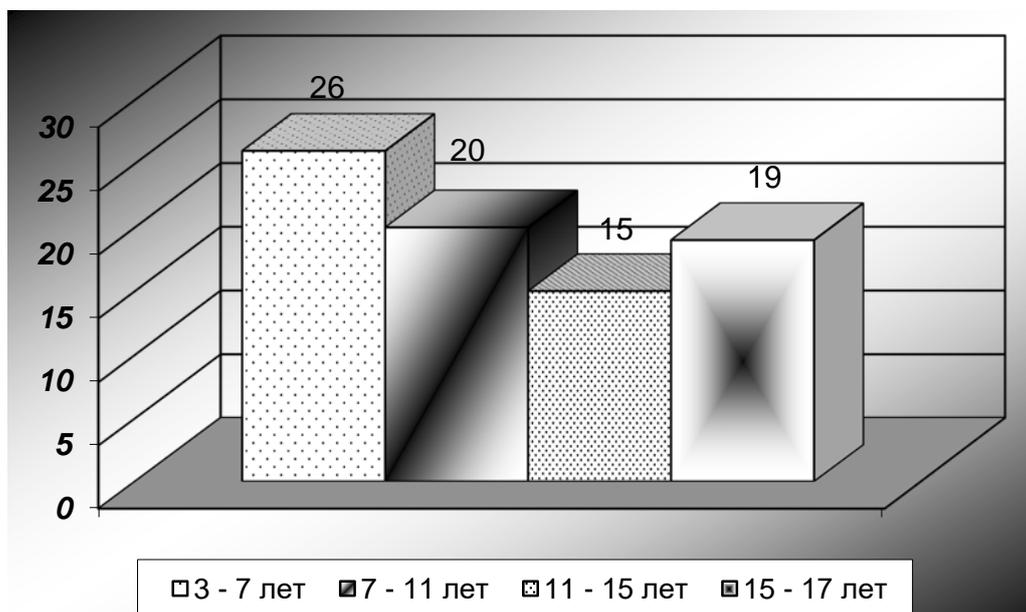


Рисунок 2. Распределение пациентов по возрасту (по классификации возрастов, рекомендованной ВОЗ)

В ходе исследования оценивали вариант врожденной деформации позвоночника, локализацию и характер самого искривления. Причинами, ведущими к появлению врожденного кифосколиоза у детей, явились пороки развития позвоночника на фоне нарушения формирования позвонка (задний

клиновидный позвонок) - 32 (40%) больных, нарушения слияния позвонка (асимметричный бабочковидный позвонок) – 8 (10%) детей и нарушения сегментации позвонков (слияние передней и средней колонн позвонков) – 40 (50%) пациентов (рис. 3).

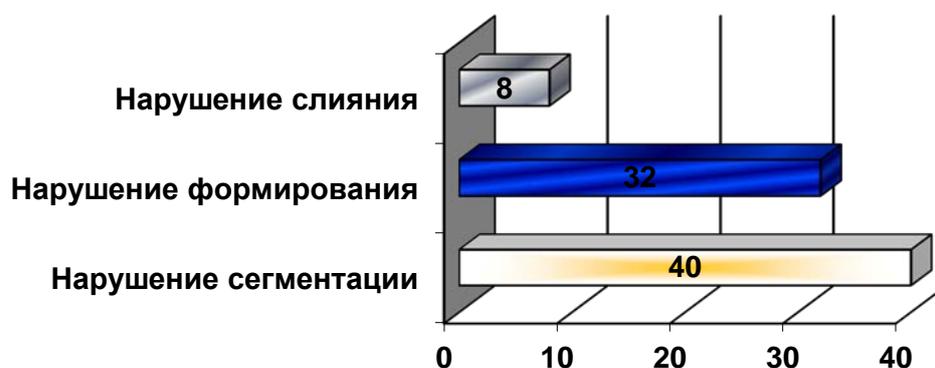


Рисунок 3. Распределение пациентов в зависимости от варианта врожденного порока развития позвончика

Наиболее частой локализацией аномалий развития позвоночного столба, представленных нарушением формирования и слияния позвонка, обуславливающих кифосколиозогенный характер врожденной деформации позвоночника, являлся уровень Th12 позвонка, составив 13 (32,5%) наблюдений (рис. 4).



Рисунок 4. Локализация врожденной аномалии позвоночника на фоне нарушения формирования и слияния позвонков

Локализация врожденной кифосколиотической деформации, обусловленной нарушением сегментации позвонков, была представлена зоной грудопоясничного перехода (от Th10 до L2 позвонка). Протяженность несегментированного блока переднебоковых поверхностей тел позвонков в 5 случаях (12,5%) составила 2 позвонка, в 28 (70%) наблюдений – 3 позвонка, в 7 (17,5%) случаях – 4 позвонка.

В ходе проводимого исследования было сформировано 4 группы пациентов. В группу I (n=20) и группу II (n=20) вошли пациенты с нарушением формирования или слияния позвонка. Группу III (n=20) и группу IV (n=20) составили пациенты с нарушением сегментации позвонков.

В группе I и III коррекцию врожденной деформации позвоночника осуществляли с применением усовершенствованных методик хирургического лечения пороков развития позвоночника с учетом данных математического моделирования установки транспедикулярных винтов в грудной и поясничный отделы позвоночника, а в группах II и IV применяли стандартные методики хирургического лечения врожденных кифосколиозов грудопоясничной локализации. Таким образом, группы I и III являлись основными, а группы II и IV – контрольными по отношению к ним, соответственно (табл. 1).

Таблица 1

Распределение пациентов по виду порока развития позвонков и объему выполненных операций в исследуемых группах (n=80)

Вид порока развития	Группа	Объем хирургического вмешательства
Нарушение формирования и слияния позвонков	I (n=20)	Удаление аномального позвонка, передняя реконструкция позвоночника в сочетании с корпородезом Ruyamesh, коррекция деформации позвоночника многоопорной транспедикулярной системой из дорсального доступа, задний спондилодез

	II (n=20)	Удаление аномального позвонка, передняя реконструкция позвоночника в сочетании с корпородезом костным аутотрансплантатом из переднебокового доступа. Коррекция деформации позвоночника многоопорной металлоконструкцией из дорсального доступа, спондилодез
Нарушение сегментации позвонков	III(n=20)	Клиновидная остеотомия, частичная резекция передней и средней колонн позвонков на вершине деформации, коррекция деформации позвоночника многоопорной транспедикулярной системой из дорсального доступа
	IV(n=20)	Полисегментарная остеотомия в зоне блока из переднебокового доступа, коррекция деформации позвоночника многоопорной металлоконструкцией из дорсального доступа, задний спондилодез

Срок наблюдения в I и III группе пациентов составил от 3 до 7 лет ($3,9 \pm 0,5$ года), а во II и IV группах – от 3 до 9 лет ($4,7 \pm 0,7$ лет).

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

Критерии включения:

1. Врожденный кифосколиоз грудопоясничной локализации.
2. Изолированный вариант порока развития позвонка: нарушение формирования позвонка, нарушение слияние позвонка, нарушение сегментации позвонков.
3. Возраст пациентов – от 3-х до 18 лет.
4. Время набора материала.
5. Проведение хирургического лечения в двух учреждениях одной хирургической бригадой.
6. Единая методика хирургического лечения.
7. Катамнез не менее трех лет.

8. Наличие у пациента полного комплекта клинико-рентгенологического обследования до и после операции.

9. Единое послеоперационное ведение пациентов.

10. Согласие на участие в исследовании для основной группы.

Критерии исключения:

1. Наличие изолированной врожденной деформации позвоночника (сколиоза или кифоза).

2. Врожденные деформации позвоночника шейной, грудной и поясничной локализации.

3. Множественные и комбинированные пороки развития позвоночника.

4. Наличие пороков развития спинного мозга и позвоночного канала (диастематомия, липома терминальной нити, синдром фиксированного спинного мозга).

5. Пациенты с соматической патологией на момент осмотра.

6. Отказ от участия в исследовании для основной группы.

Контрольное обследование пациентов и лучевое исследование осуществляли непосредственно после хирургического вмешательства, затем через 6, 12, 18 месяцев и в дальнейшем 1 раз в год на протяжении 3–7 лет (I и III группа) 3–9 лет (II и IV группа).

Согласно результатам обследования ни в основных (I и III группа), ни в контрольных (II и IV) группах достоверных различий ни по одному из критериев выявлено не было, что позволяет проводить дальнейшие исследования.

2.3. Методы исследования

В ходе исследования использовали метод конечных элементов, клинико-неврологический, методы лучевой диагностики (спондилография и мультиспиральная компьютерная томография), магнитно-резонансную томографию и статистический метод.

2.3.1. Метод конечных элементов

Метод конечных элементов (МКЭ) — это численный метод решения дифференциальных уравнений с частными производными, а также интегральных уравнений, используемых при решении задач прикладной физики. Суть метода заключена в его названии. Область, в которой ищется решение дифференциальных уравнений, разбивается на конечное количество подобластей (элементов). В каждом из элементов произвольно выбирается вид аппроксимирующей функции. Аппроксимация или приближение – научный метод, заключающийся в замене одних объектов на другие - более простые, но близкие по своим свойствам к исходным. Аппроксимацией функции является нахождение такой функции, которая была бы близка заданной. Близость исходной и аппроксимирующей функции определяется числовой мерой. В простейшем случае это полином первой степени. Вне своего элемента аппроксимирующая функция равна нулю. Значения функций на границах элементов (в узлах) являются решением задачи и заранее неизвестны. Коэффициенты аппроксимирующих функций обычно ищутся из условия равенства значения соседних функций на границах между элементами (в узлах). Затем эти коэффициенты выражаются через значения функций в узлах элементов. Составляется система линейных алгебраических уравнений. Количество уравнений равно количеству неизвестных значений в узлах, на которых ищется решение исходной системы, прямо пропорционально количеству элементов и ограничивается только возможностями ЭВМ. В связи с тем, что каждый из элементов связан с ограниченным количеством соседних, система линейных алгебраических уравнений имеет разрежённый вид, что существенно упрощает её решение.

Модель зоны фиксации состояла из позвонков, соединенных межпозвоночными дисками, и металлического каркаса, имитирующего металлоконструкцию (рис. 5, 6).

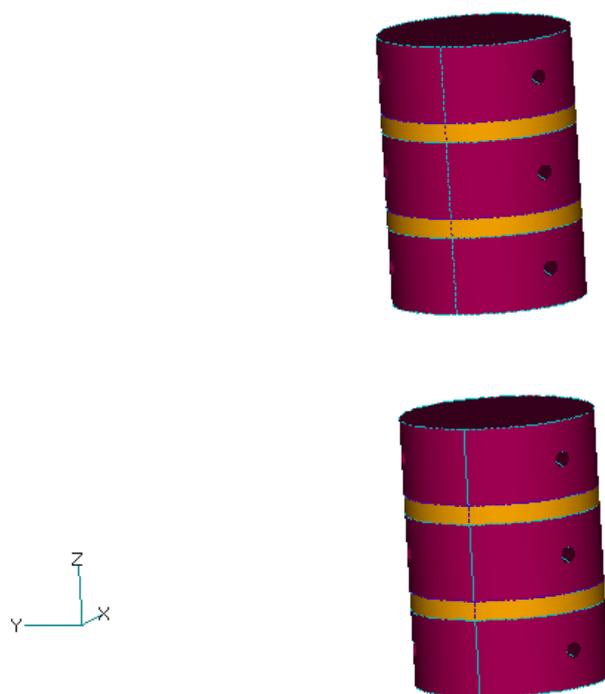


Рисунок 5. Модель позвонков с межпозвоночными дисками: отверстия в позвонках предназначены для установки транспедикулярных винтов каркаса; промежуток соответствует аномальному позвонку, заменяемому на имплантат

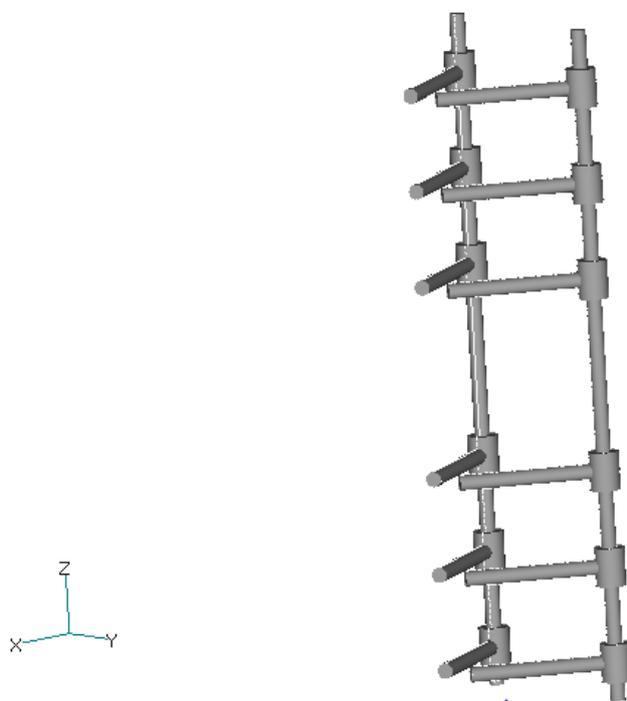


Рисунок 6. Металлический каркас, имитирующий металлоконструкцию (для зоны фиксации с шестью парами транспедикулярных винтов)

Для корректного сопоставления напряженно-деформированного состояния зон фиксации с различной структурой во всех случаях

рассматривалась одинаковая базовая конфигурация, состоящая из трех позвонков ниже и трех позвонков выше промежутка (зоны аномального позвонка). Для обеспечения устойчивости всей конструкции нижняя поверхность нижнего позвонка была жестко зафиксирована. Рассматривались два варианта приложения сил, также идентичных для всех зон фиксации: вертикальная нагрузка в 500 Н, приложенная к верхней поверхности верхнего позвонка, и пара сил в 100 Н, направленные навстречу друг другу и приложенные к передней поверхности ближайших к промежутку позвонков. Первый вариант сил имитировал воздействие на позвонки силы тяжести (веса) при вертикальном положении тела, второй – суммарное сопротивление тела (межпозвоночные связки, внутренние органы, грудная клетка) переходу в выпрямленное состояние (рис. 7).

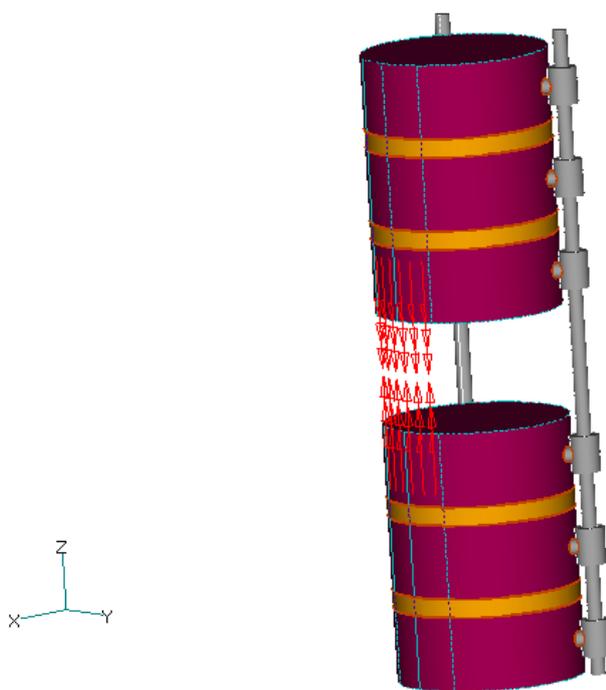


Рисунок 7. Модель зоны фиксации с шестью парами транспедикулярных винтов и приложенными силами на передней поверхности ближайших к промежутку позвонков (второй вариант сил)

Позвонки соединялись с каркасом посредством винтов. Рассматривали четыре типа зон фиксации:

1. с двумя парами винтов;

2. с четырьмя парами винтов с первым и вторым от промежутка скрепляемыми позвонками (первый вариант);
3. с четырьмя парами винтов с первым и третьим от промежутка скрепляемыми позвонками (второй вариант);
4. с шестью парами винтов.

Расчет напряженно-деформированного состояния производили с помощью программы Femap 9.2 - NX Nastran 4.0. Решалась линейная статическая задача для упруго-линейных материалов при заданных граничных условиях и силах. Количество узлов в моделях 40 000-65 000, элементов 20 000 – 34 000. Элементы – тетраэдрические типа Solid с десятью узлами. На поверхности разнородных контактирующих элементов конструкции (позвонки, диски, каркас) установлено соединение типа Glued.

В качестве параметра, характеризующего напряженное состояние элементов конструкции, использовали эквивалентное напряжение Мизеса, определяемое следующей формулой:

$$\sigma_{\text{экв}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + 6 \cdot (\tau_{xy}^2 + \tau_{xz}^2 + \tau_{zy}^2)}$$

где σ_x , σ_y и σ_z - нормальные напряжения вдоль осей X, Y и Z, τ_{xy} , τ_{xz} и τ_{zy} - касательные напряжения.

Данный параметр является скалярной величиной и учитывает все компоненты тензора напряжений.

2.3.2. Клинико-неврологическое исследование

Клинико-неврологическое обследование включало в себя выяснение жалоб у пациента и сбор анамнеза (время появления деформации, предшествующее лечение и характер течения искривления), оценку ортопедического и неврологического статуса.

Ортопедический осмотр проводили по общепринятой методике (В.О. Маркс, 1978). Ортопедический статус оценивали в положении пациента стоя. При осмотре спереди оценивали симметричность положения надплечий, отношение их позиции относительно к позиции таза, положение таза по

отношению к стопам, симметричность треугольников талии, положение таза во фронтальной плоскости. Проводили измерение расстояния от линии отвеса до пупка, величины расстояния от мечевидного отростка до передних верхних остей подвздошных костей таза. При осмотре ребенка со стороны спины измеряли отклонение вершины дуги деформации позвоночника и межъягодичной складки от линии отвеса. Оценивали положение ямок ромба Михаэлиса, симметрию и высоту стояния лопаток, отмечали наличие кожных складок под лопатками и в поясничной области, при наклоне вперед оценивали форму реберной деформации, асимметрию паравертебральных областей грудного и поясничного отделов позвоночника. Проводили пальпацию остистых отростков, паравертебральных областей, оценивали напряжение паравертебральных мышц.

При визуальном осмотре пациента сбоку оценивали сагиттальный профиль позвоночника: состояние грудного кифоза и выраженность поясничного лордоза (рис. 8). Исследовали объем активных движений позвоночника. У всех пациентов определяли антропометрические данные: рост и вес.

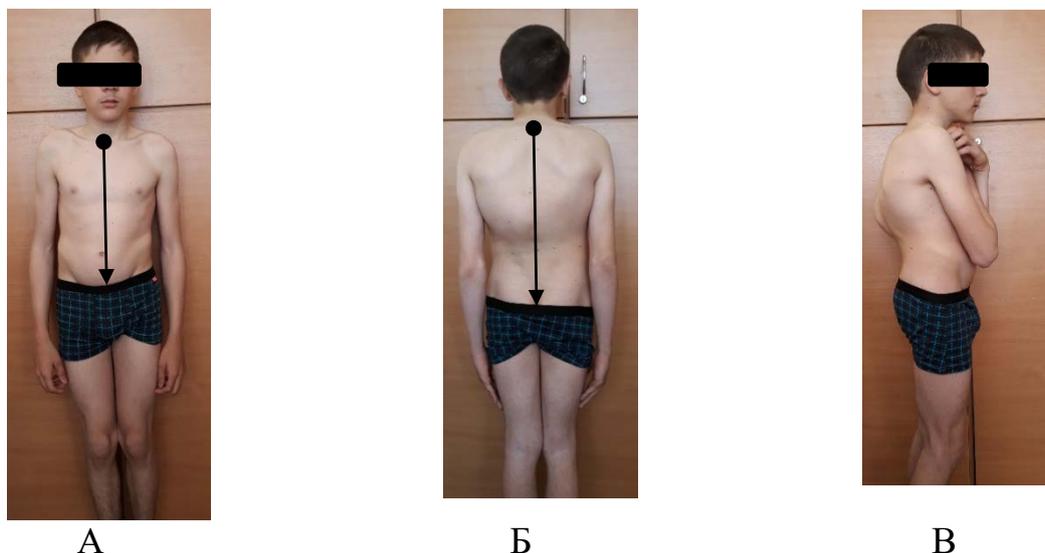


Рисунок 8. Внешний вид пациента с врожденным кифосколиозом на фоне заднебокового полупозвонка Th12(S). А – вид спереди, Б – вид со стороны спины, В – вид сбоку

Неврологическое исследование (до и после хирургического лечения) проводили с целью оценки динамики неврологического статуса.

При оценке неврологического статуса определяли двигательные, чувствительные нарушения и сегментарные расстройства со стороны спинного мозга и его элементов. Для объективизации и фиксации результатов проводимого клинического исследования силы отдельных мышц использовали шкалу, предложенную Британским советом по медицинским исследованиям (British Medical Research Council, 1986), представленную 6 градациями двигательных нарушений:

- M0 – полное отсутствие мышечной активности;
- M1 – видимое сокращение мышц без эффекта движения;
- M2 – движение возможно при исключении действия силы тяжести на соответствующий участок конечности;
- M3 – движение возможно с преодолением силы тяжести;
- M4 – движение возможно с преодолением значительного сопротивления;
- M5 – нормальная сила.

Для определения нарушений чувствительности использовали наиболее простую и распространенную оценочную шкалу Seddon'a (1988), включающую в себя 5 степеней нарушений:

- S0 – полное отсутствие чувствительности;
- S1 - глубокая кожная чувствительность (болевая чувствительность) в автономной зоне;
- S2 – определяется поверхностная кожная болевая и тактильная чувствительность в автономной зоне;
- S3 – поверхностная кожная болевая чувствительность, а также тактильная чувствительность во всей автономной зоне, исчезновение наблюдавшейся до этого в процессе регенерации гиперчувствительности;
- S3+ - тоже, что и при S3, а также наличие в определенной степени дискриминационной чувствительности в автономной зоне;

- S4 – нормальная чувствительность.

Нарушение функций тазовых органов (ФТО) оценивались на основе опросника JOA (Japanese Orthopaedic Association):

1 балл - отсутствие контроля за ФТО;

2 балла - нарушение регуляции ФТО (по типу задержки/недержания);

3 балла - нормальная регуляция ФТО (в т.ч. нечастые, преходящие нарушения).

2.3.3. Лучевое исследование

Лучевое исследование проводили всем 80 пациентам непосредственно перед и после хирургического вмешательства, а также в процессе динамического наблюдения. Исследование включало в себя спондилографию и мультиспиральную компьютерную томографию позвоночника.

Спондилография

Спондилографическое исследование выполняли на рентгеновских аппаратах «Siemens VD-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. Рентгенологическое обследование выполняли для определения вида порока развития грудного и поясничного отделов позвоночника (нарушение формирования, нарушение сегментации позвонков), уровня локализации аномальных позвонков, стороны расположения, их комплектности.

Измерение величины локальных компонентов врожденной кифосколиотической деформации позвоночника проводили по методике Cobb - Lippmann (1948).

На стандартных спондилограммах в прямой проекции оценивали величину угла сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника следующим образом. Первую линию проводили по краниальной замыкательной пластинке вышележащего позвонка, смежного с аномальным. Вторую линию проводили по каудальной замыкательной

пластинке нижележащего позвонка, смежного с аномальным. Затем от этих линий восстанавливали пересекающиеся перпендикуляры и измеряли внутренний угол, образованный между пересеченными перпендикулярами. После хирургической коррекции деформации величину остаточного сколиотического компонента измеряли по замыкательным пластинкам тех же позвонков, по которым проводили измерение до операции (рис. 9).

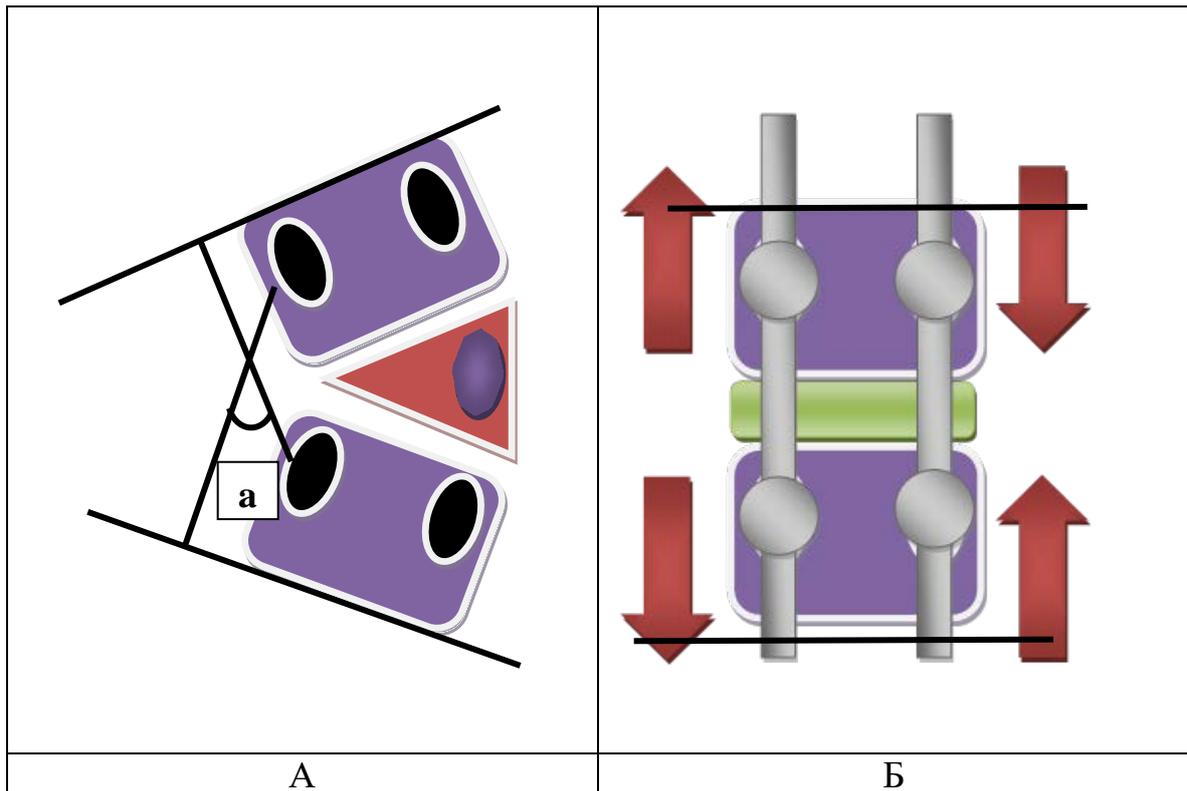


Рисунок 9. Методика измерения величины угла (а) локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника: А – до операции, Б – после операции

Величину угла локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника измеряли по боковым спондилограммам аналогичным способом. После операции оценивали величину остаточного кифоза по замыкательным пластинкам тех же позвонков, по которым проводили измерение до операции (рис. 10).

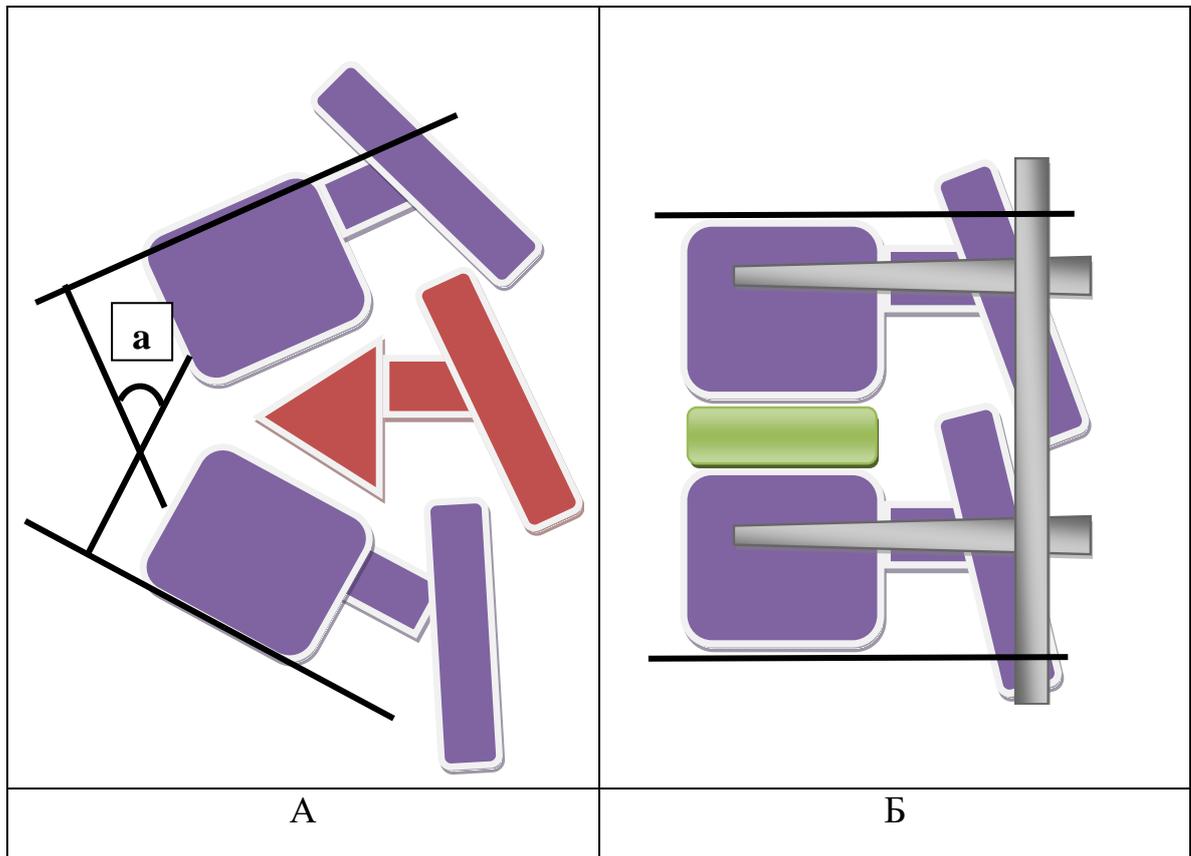


Рисунок 10. Методика измерения величины угла (а) локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника: А – до операции, Б – после операции

После хирургического вмешательства оценивали величину коррекции врожденной деформации, протяженность и стабильность установленной конструкции, ее компоновку, темпы формирования костного блока в зоне операции, сагиттальный профиль позвоночника, состояние позвоночного столба после удаления металлоконструкции в процессе роста и развития ребенка.

Мультиспиральная компьютерная томография

Исследование выполняли на компьютерном томографе «Brilliance СТ64» (Philips-США). КТ сканирование проводили от уровня Th1 до S1 позвонка включительно. Параметры сканирования были следующие: толщина среза – 1,0 мм, размер матрицы 512*512 пикселей.

При проведении МСКТ-исследования позвоночника до операции осуществляли детальное изучение аномально развитого позвонка и характер

костных изменений в зоне основной дуги деформации для подтверждения вида и характера врожденного порока позвоночника и более точного определения локализации.

На основании данных МСКТ оценивали анатомо-антропометрические особенности позвонков (высоту и ширину корней дуг), входящих в предполагаемую зону инструментальной фиксации. Критерием возможности корректной установки транспедикулярного винта считали внешний поперечный и продольный диаметр корня дуги больше 3,5 мм. На основании полученных анатомо-антропометрических характеристик планировали размеры транспедикулярных винтов и траекторию их проведения, а также компоновку спинальной системы.

Рассчитывали относительную величину стеноза позвоночного канала (stenosis canalis vertebralis) по формуле:

$$Scv = \frac{b-a}{b} \times 100\%$$

где a — сагиттальный размер позвоночного канала на уровне максимального стеноза, b — сагиттальный размер позвоночного канала вне зоны стеноза (рис. 11).

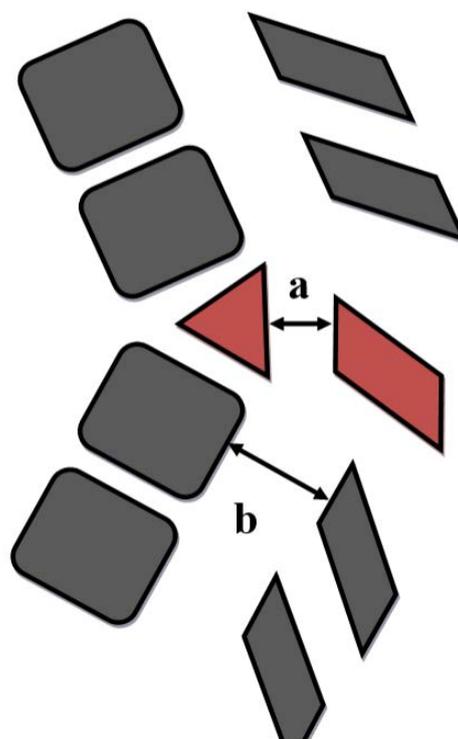


Рисунок 11. Определение относительной величины стеноза позвоночного канала: а — сагиттальный размер позвоночного канала на уровне максимального стеноза, b — сагиттальный размер позвоночного канала вне зоны стеноза

При проведении МСКТ-исследования позвоночника после хирургического вмешательства оценивали величину восстановления конфигурации и устранения стеноза позвоночного канала, правильность положения имплантата (Pyramesh), корректность и стабильность установленных опорных элементов металлоконструкции и полноценность образования костного блока после операции на протяжении периода наблюдения.

2.3.4. Магнитно-резонансная томография

Исследование выполняли на магнитно-резонансном компьютерном томографе с открытым контуром «Philips Panorama HFO 1,0 Тс» в режимах T1- и T2- взвешенных изображений, STIR-режиме.

При проведении магнитно-резонансной томографии (МРТ) грудного и поясничного отделов позвоночника изучали состояние спинного мозга и его

элементов, а также взаимоотношение интраканальных, паравертебральных мягкотканых структур, оценивали нарушение ликвородинамики.

В ряде случаев, исследование выполнялось и в послеоперационном периоде.

Относительную величину стеноза твердой оболочки спинного мозга (stenosis dura mater spinalis) рассчитывали по формуле:

$$Sdms = \frac{b-a}{b} \times 100\%$$

где a — сагиттальный размер дурального мешка на уровне максимального стеноза, b — сагиттальный размер дурального мешка вне зоны стеноза (рис. 12).

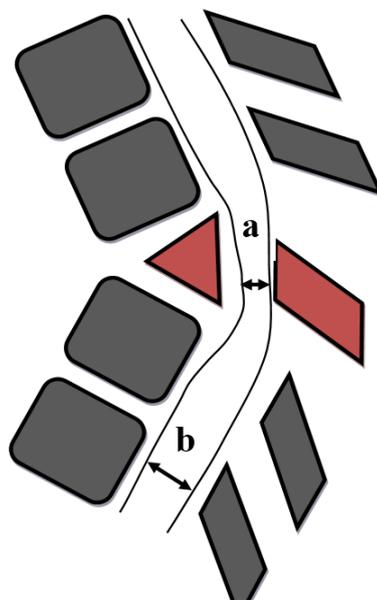


Рисунок 12. Определение относительной величины стеноза твердой оболочки спинного мозга: a — сагиттальный размер дурального мешка на уровне максимального стеноза, b — сагиттальный размер дурального мешка вне зоны стеноза

2.3.5. Статистический метод исследования

Статистическая обработка проведена с использованием пакета программы Statistika 6,0. Количественные показатели обработаны статистически с вычислением средней арифметической (M), ее ошибки (m) и стандартного отклонения по выборке (σ). Достоверность различий между группами наблюдений оценивалась с использованием программы в среде MS EXCEL 2010 по непараметрическому парному критерию Стьюдента с

двухсторонним распределением и определением показателя статистической достоверности. Достоверными считались различия показателей при уровне значимости $p < 0,05$. Для проверки нормальности маргинальных распределений применялся критерий Колмогорова-Смирнова. Корреляционный анализ и визуальный анализ диаграмм Тьюки были применены для выявления закономерностей связей между характеристиками.

ГЛАВА 3

НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ ПОЗВОНКОВ И МЕТАЛЛИЧЕСКОГО КАРКАСА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ КОНФИГУРАЦИЯХ ЗОНЫ ФИКСАЦИИ

При операциях на позвоночнике с целью исправления его деформации, кроме медицинского аспекта решения задачи, возникает проблема определения напряженно-деформированного состояния позвонков и вспомогательного металлического каркаса (титановой металлоконструкции). Необходимость обратить внимание на эту сторону проблемы вызвана тем, что в некоторых практических случаях наблюдались разрушения (переломы костных структур) позвонков (тел, основания дуг) и/или дестабилизация самих металлических элементов спинальной системы. Один из применяемых на практике методов фиксации позвоночника заключается в установке вдоль позвоночника двух стержней, соединенных со здоровыми позвонками специальными винтами и стабилизации позвоночника в исправленном состоянии (близком к физиологическому) с обеспечением зазора в области дефектного позвонка, необходимого для установки имплантата. С точки зрения механики данная конструкция является вариантом нагружения балок (винтов) некоторыми силами и моментами, при этом винты соединены друг с другом другим набором балок (стержней). Для точного решения методами теории упругости данная задача слишком сложна и возможны лишь некоторые приближенные оценки. В данной работе для решения задачи использовали метод конечных элементов, позволяющий рассчитывать сложные конструкции. Целью данной части исследования являлся сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния позвонков, винтов и продольных стержней при различных структурах зоны фиксации. Представленная часть исследования выполнена совместно с научным сотрудником центрального научно-исследовательского института материалов Ермолаевым Виктором Александровичем.

Задачу о напряженно-деформированном состоянии позвонков и металлического каркаса с точки зрения механики целесообразно разделить на два этапа:

1. фиксация продольных стержней с одной стороны от промежутка (область аномального позвонка) и принудительный наклон стержней на некоторый угол до фиксации с позвонками с другой стороны от промежутка;
2. напряжение стержней после фиксации с позвонками (коррекция деформации) и перевод позвоночника в физиологически правильное положение с сохранением промежутка.

На первой стадии возникают значительные напряжения в элементах металлического каркаса и в скрепленных позвонках вблизи винтов, но эти напряжения кратковременны. При последующем коррекции деформации позвоночника и распрямлении стержней напряжения в них и в первоначально скрепленных позвонках уменьшаются, а в позвонках с другой стороны от промежутка (область аномального позвонка) возрастают до некоторой величины, так что усилия в каркасе и позвонках уравнивают суммарную силу сопротивления организма. В таком состоянии позвонки и каркас могут находиться довольно долго – от нескольких месяцев до одного года. С учетом этого, опасность напряжений для позвонков и элементов металлического каркаса (конструкции) необходимо оценивать с некоторым запасом с учетом времени действия напряжений. Кроме того, в течение этого времени возможны различного рода перегрузки, что может привести к появлению и распространению усталостных трещин.

В данной работе рассмотрено напряженно-деформированном состоянии позвонков и каркаса на втором этапе, то есть после коррекции врожденной деформации позвоночника. Расчет напряженно-деформированного состояния производили с помощью программы Femap 9.2 - NX Nastran 4.0.

Позвонки моделировали цилиндрами диаметром 50 мм и высотой 20 мм. Между позвонками располагались межпозвоночные диски в форме цилиндров такого же диаметра и высотой 5 мм. Коррекция искривления позвоночника и стабилизация необходимого для имплантата промежутка обеспечивалась двумя продольными металлическими стержнями диаметром 4 мм и соответствующей типу зоны фиксации длины.

Винты диаметром 4 мм углублены в позвонки на длину 33 мм, точки входа в позвонки находятся на расстоянии $1/3$ длины окружности позвонка (центральный угол равен 120°), а винты образуют между собой угол 60° . Винты и продольные стержни образуют единую конструкцию.

Материал винтов и стержней - титановый сплав с модулем упругости 110 ГПа и коэффициентом Пуассона 0,3. Материал позвонка (кость) имеет модуль упругости 15 ГПа и коэффициент Пуассона 0,3. Между смежными позвонками расположены диски с модулем упругости 30 МПа и коэффициентом Пуассона 0,48.

По имеющимся литературным данным прочность человеческих костей при растяжении близка к значению 100 МПа, при сжатии – до 170 МПа. Среди данных имеется существенный разброс значений (Разрушение. под ред. Г. Либовиц, т. 7. Москва, 1976 г.). Приведенные значения относятся к сплошным берцовым и плечевым костям. Позвонки снаружи имеют сплошную прочную оболочку (кортикальную пластинка), внутри находится менее прочная пористая костная ткань (губчатая кость). Поэтому средняя прочность позвонков меньше приведенных значений. Для определенности примем значение 50 МПа в качестве значения среднего предела прочности позвонка.

3.1. Зона фиксации двумя парами винтов

Распределение эквивалентных напряжений в элементах конструкции при первом варианте нагружения (продольная сила 500 Н в направлении оси Z системы координат) и деформированное состояние (в сильно увеличенном

масштабе) представлено на рисунке 13. С правой стороны рисунков расположена цветовая линейка, указывающая диапазон напряжений, соответствующий определенному цвету на диаграмме. На основании диаграммы отмечается, что наиболее напряженными местами являются средние части стержней и места выхода винтов из позвонков. На рисунке 14 представлено пространственное распределение этих же напряжений и деформированное состояние только для элементов металлического каркаса, на рисунке 15 – место в металлическом каркасе (винте) с наибольшим напряжением 190 МПа. Однако для титанового сплава такие напряжения не опасны, так как предел прочности титановых сплавов превышает 1000 МПа. Самый высокий уровень напряжений в каркасе имеет место именно для зоны фиксации с двумя парами винтов, для всех прочих зон напряжения существенно меньше.

С целью оценки распределения напряжений в наименее прочном элементе конструкции – позвонке – мы рассмотрели сечение плоскостью, проходящей через продольные оси стержней и винтов. На рисунках 16 и 17 представлено распределение эквивалентных напряжений в такой плоскости сечения. Исходя из этого отмечено, что при таком нагружении наиболее напряженное место в позвонках находится вблизи выхода винтов, где напряжение достигает величины 25 МПа. Кроме того, определенный уровень напряжений (3÷4 МПа) сохраняется вдоль всей длины винта в позвонке. Для наглядности диаграммы представлены в двух масштабах 0-100 и 0-15 МПа.

На рисунках 18 и 19 представлены пространственные распределения эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения, проходящей через продольные оси двух винтов, находящихся над промежутком. На основании этих данных наблюдается, что напряжения и в этой плоскости в позвонке так же локализованы вблизи винтов, но характер распределения напряжений несколько иной.

Из рисунков 15 и 17 видно, что напряжения в позвонках в самом напряженном месте – вблизи выхода винтов – не превышают 25÷30 МПа.

Такой уровень не опасен при кратковременном воздействии нагрузки, но может привести к развитию очагов разрушения при увеличении длительности воздействия. Точное значение допустимых напряжений в позвонках следует определять в специальных лабораторных экспериментах, имитирующих реальные силовые режимы. Напряжения в позвонках вдоль длины винта не превышают $4\div 5$ МПа.

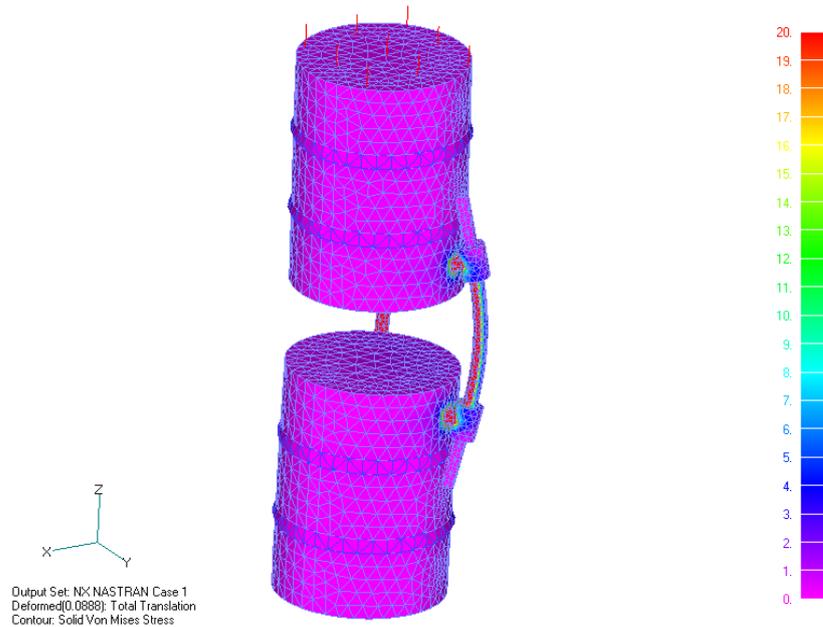


Рисунок 13. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для первого варианта сил и зоны фиксации с двумя парами винтов.

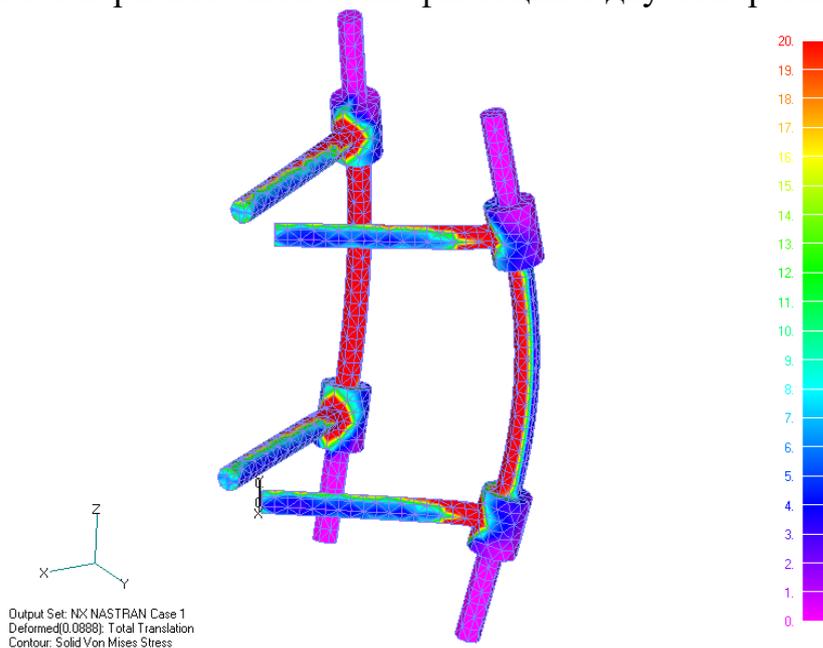


Рисунок 14. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

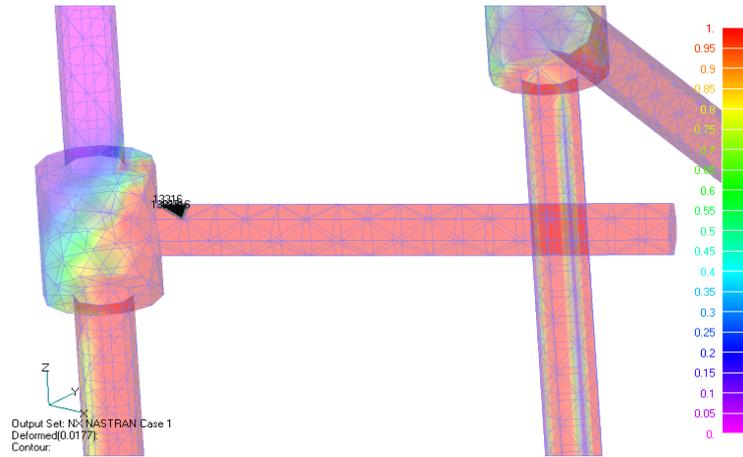


Рисунок 15. Место с наибольшими эквивалентными напряжениями в металлическом каркасе (выделено черным цветом).

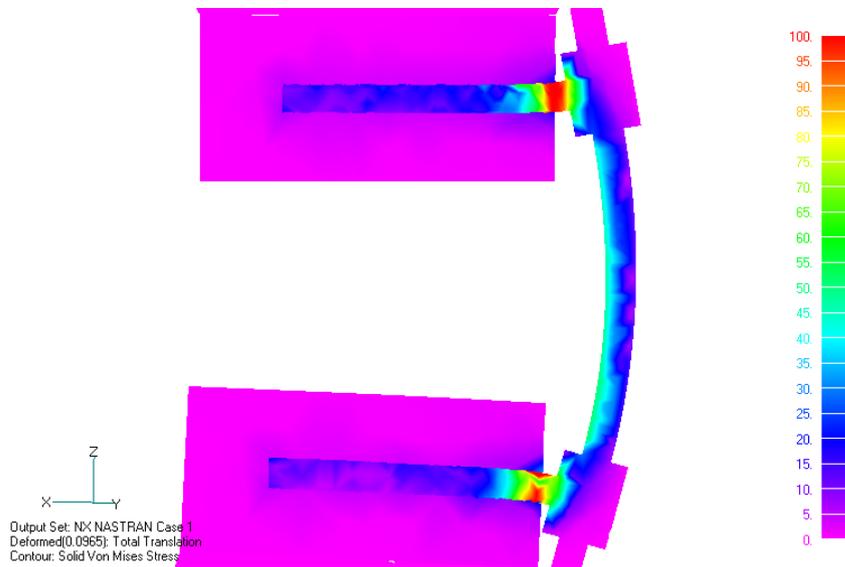


Рисунок 16. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

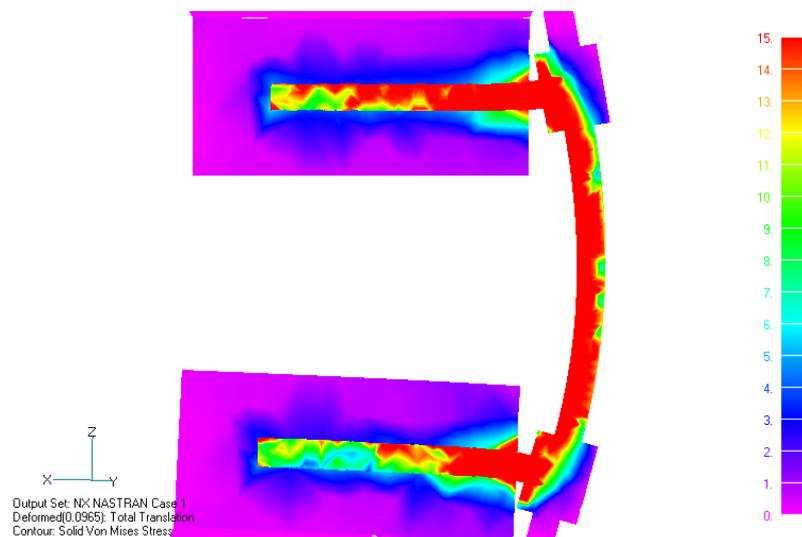


Рисунок 17. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

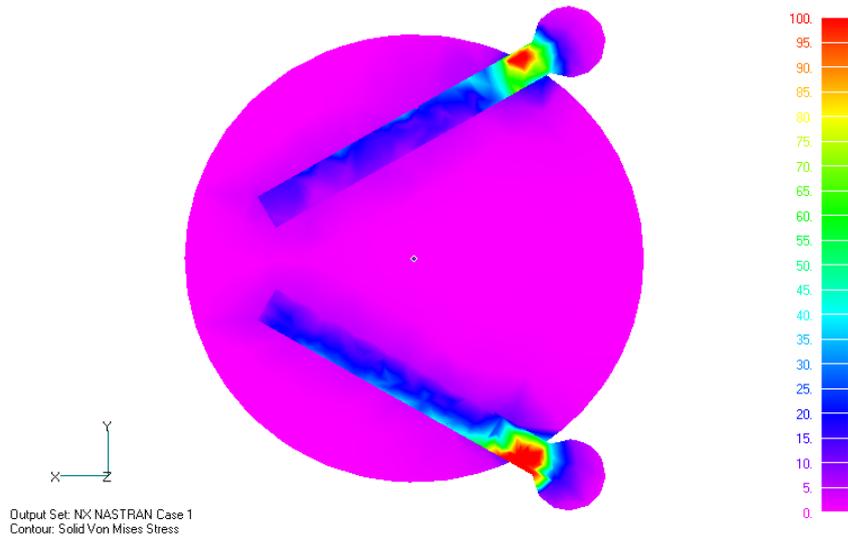


Рисунок 18. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

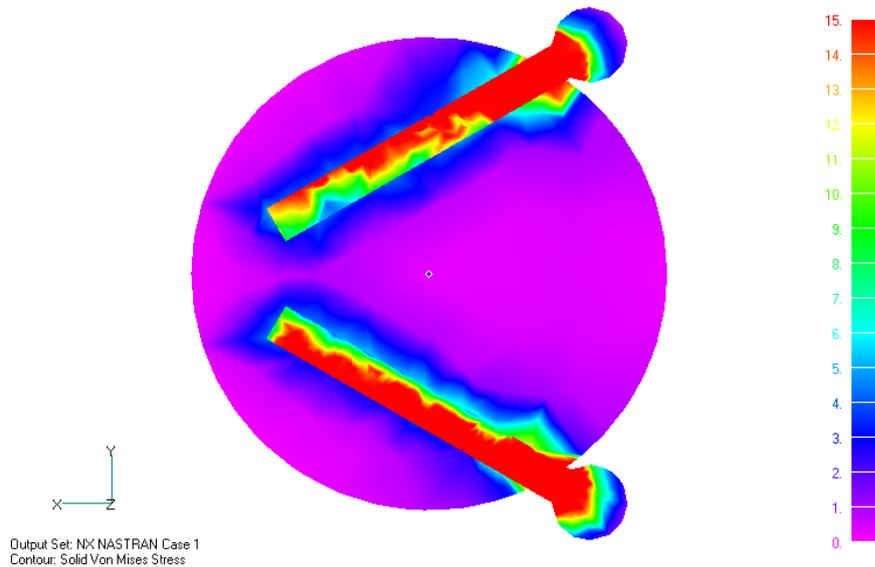


Рисунок 19. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

На рисунках 20-25 представлены аналогичные диаграммы для второго варианта нагружения – двух сил, направленных навстречу друг другу и приложенных к передней поверхности фиксируемых позвонков. Масштабы на диаграммах аналогичные, как и для первого варианта нагружения.

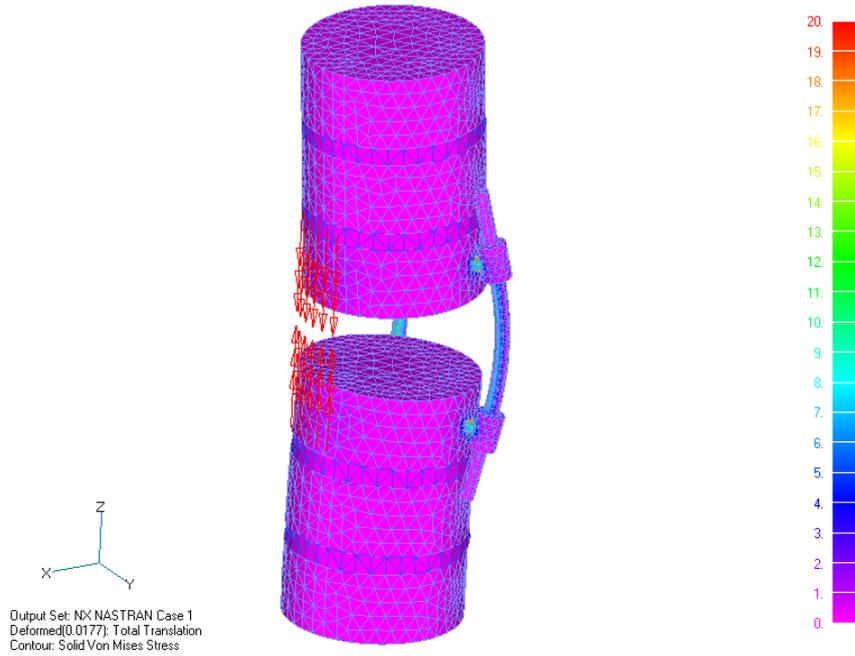


Рисунок 20. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для второго варианта сил и зоны фиксации с двумя парами винтов.

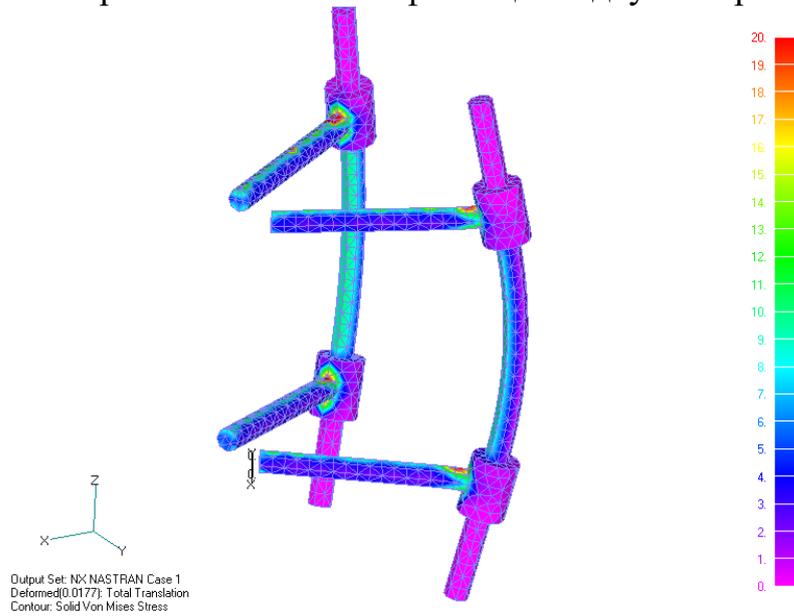


Рисунок 21. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

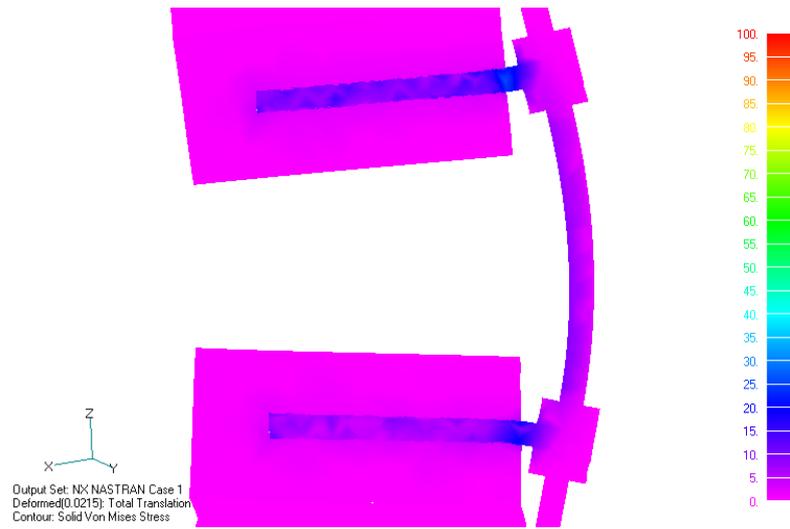


Рисунок 22. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

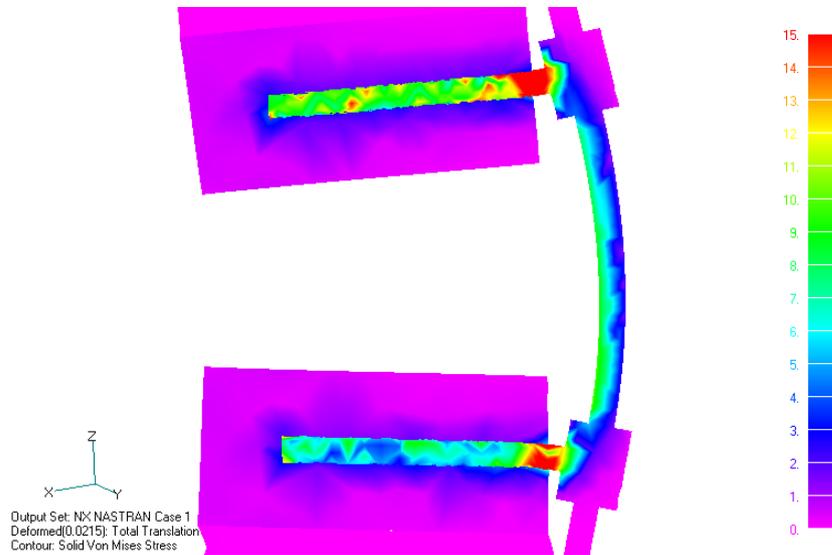


Рисунок 23. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

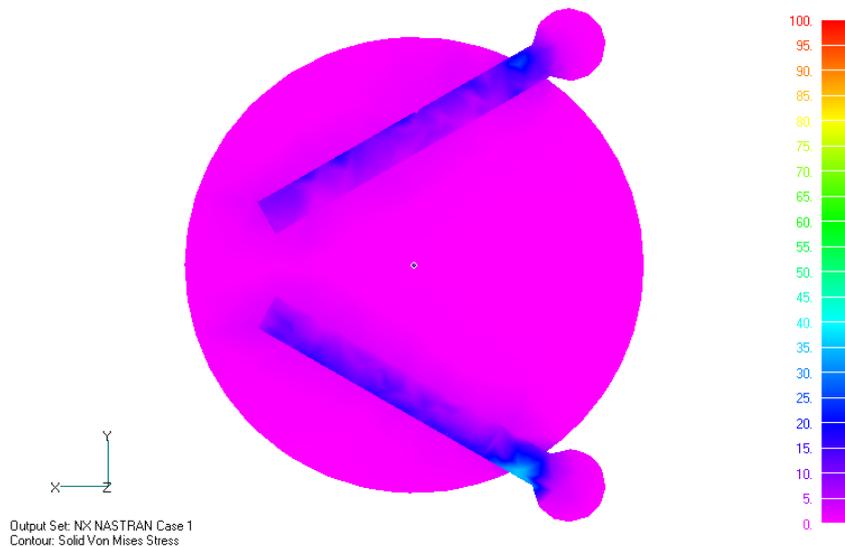


Рисунок 24. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

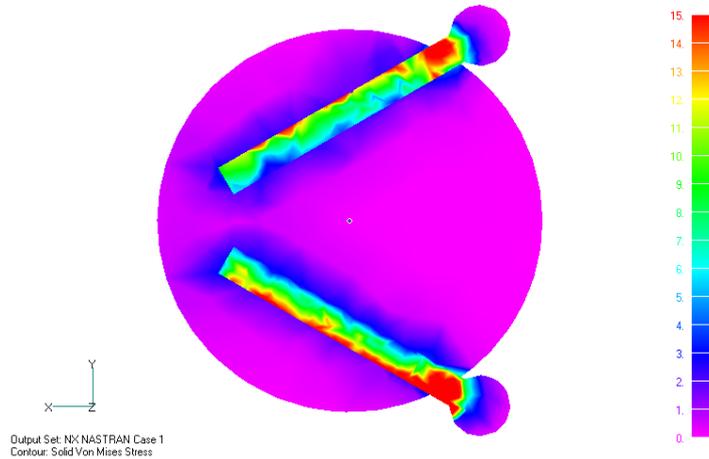


Рисунок 25. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

Из представленных диаграмм видно, что в целом уровень напряжений для второго варианта нагружения ниже, чем для первого. По-прежнему наиболее напряженные места в позвонках находятся вблизи выхода винтов. Однако, разница напряжений по длине винта и на выходе значительно меньше, чем для первого варианта нагружения.

3.2. Зона фиксации четырьмя парами винтов (I вариант)

Диаграммы распределения эквивалентных напряжений для этого случая представлены на рисунках 26-31 и 32-37. Для первого варианта нагрузки (500 Н на верхний позвонок) (рисунки 26-31) наиболее напряженным является второй от промежутка верхний позвонок (рисунки 29, 31). Напряжения в позвонке вблизи выхода винта составляют 4÷5 МПа, по длине винта – не более 1÷2 МПа, причем область их действия значительно меньше, чем при фиксации двумя парами винтов. Для второго варианта нагрузки (пара сил 100 Н) (рисунки 32-37) наиболее напряжен первый от промежутка верхний позвонок. Напряжения в позвонке вблизи выхода винта в вертикальной плоскости сечения составляют 4 МПа, в горизонтальной плоскости несколько больше – 6÷7 МПа. Отметим локализацию напряжений вблизи конца винтов, однако уровень напряжений составляет всего 2÷3 МПа. В целом, при такой компоновке металлоконструкции уровень напряжений

ниже, чем в зоне фиксации с двумя парами винтов, и распределение более однородное.

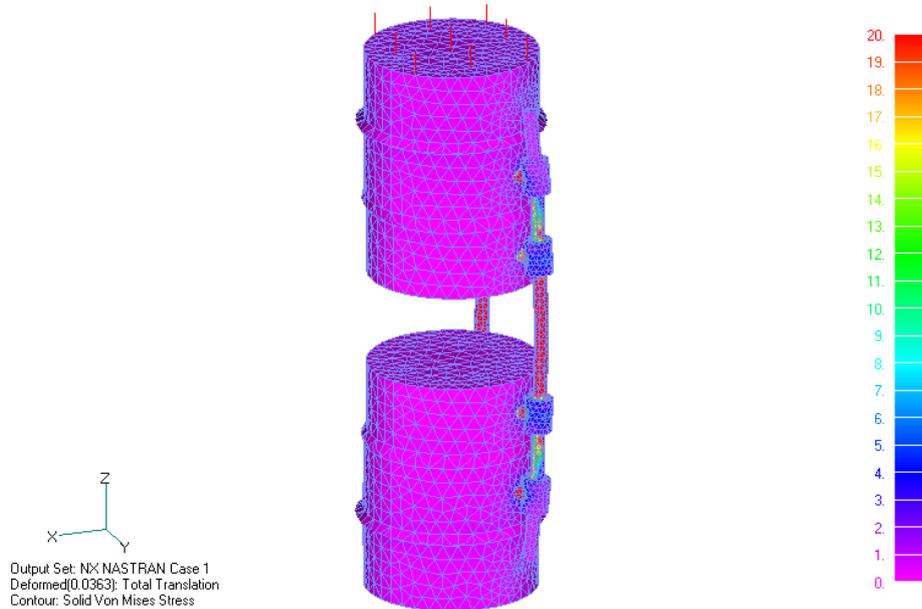


Рисунок 26. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для первого варианта сил и зоны фиксации с четырьмя парами винтов.

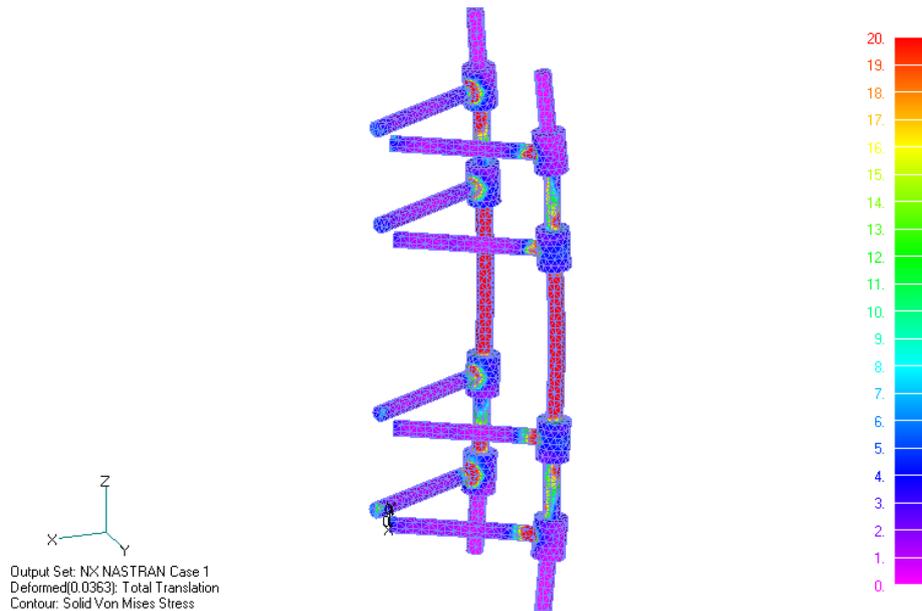


Рисунок 27. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

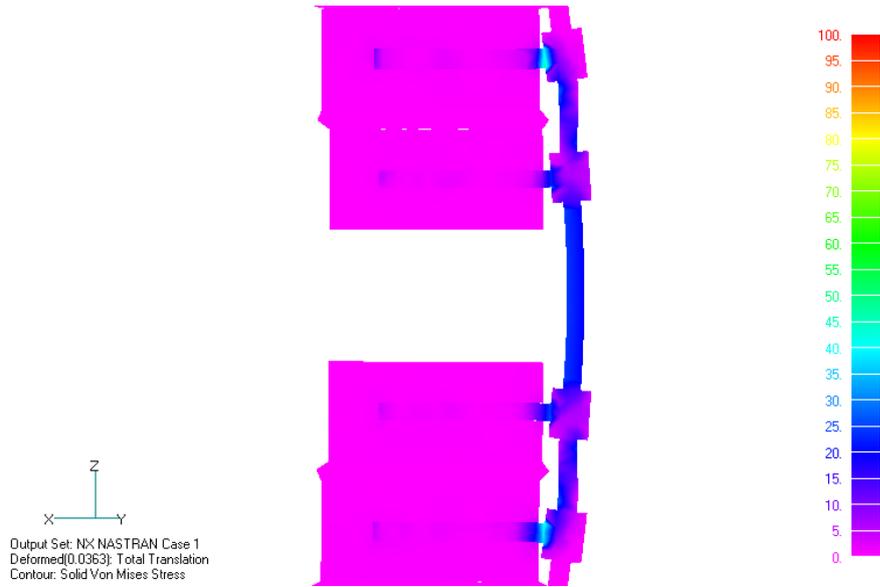


Рисунок 28. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

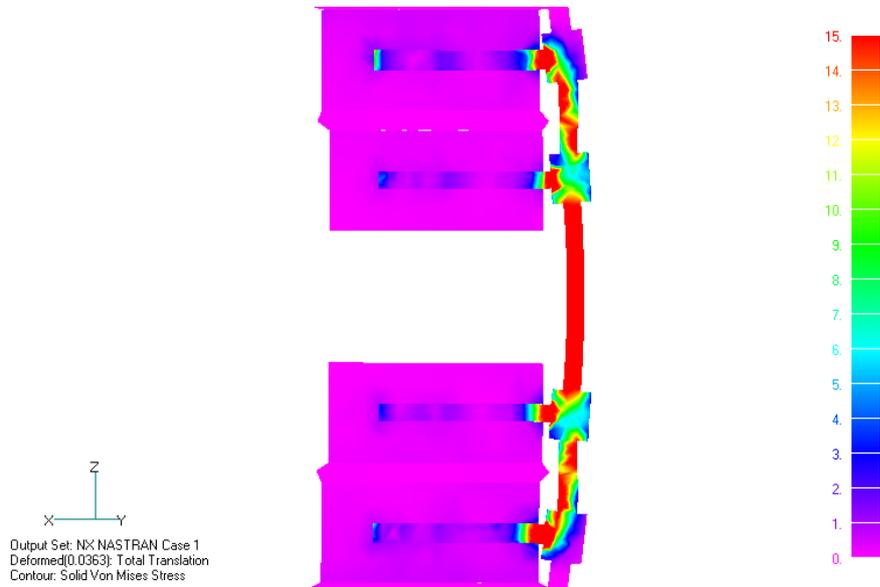


Рисунок 29. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

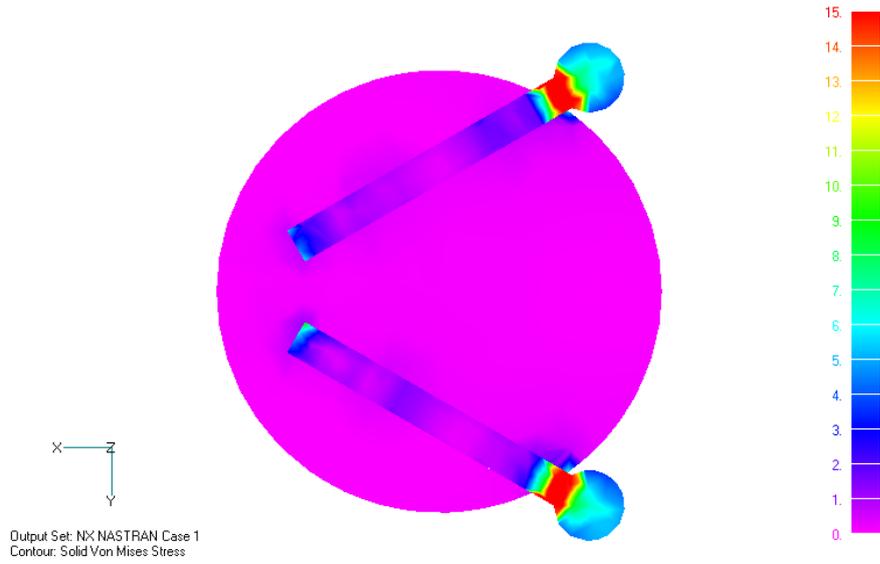


Рисунок 30. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

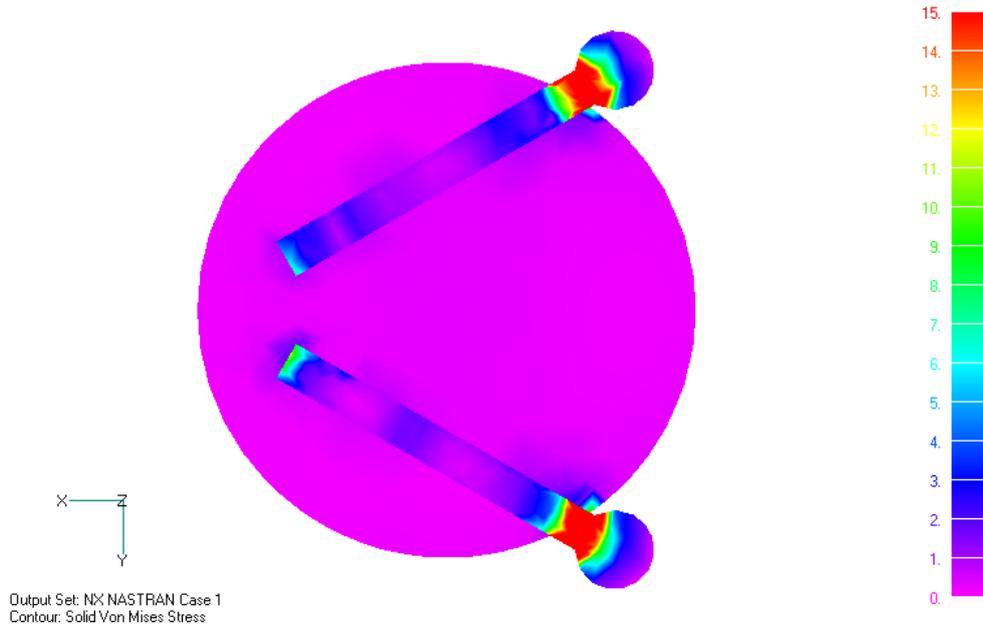


Рисунок 31. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 2-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

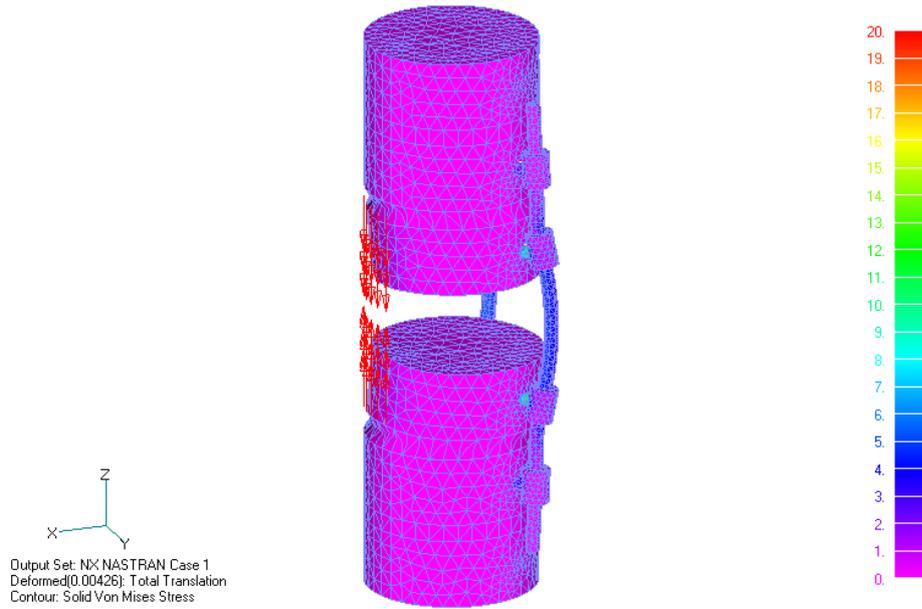


Рисунок 32. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для второго варианта сил и зоны фиксации с четырьмя парами винтов.

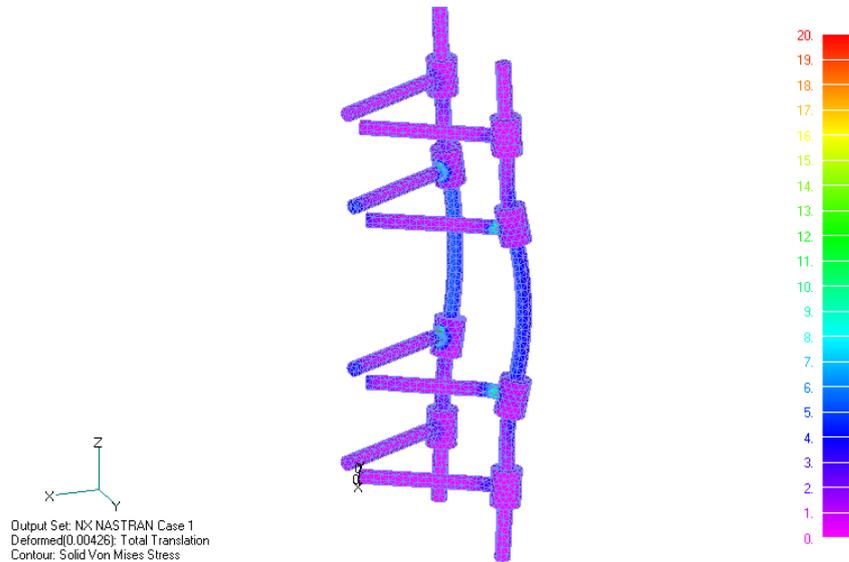


Рисунок 33. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

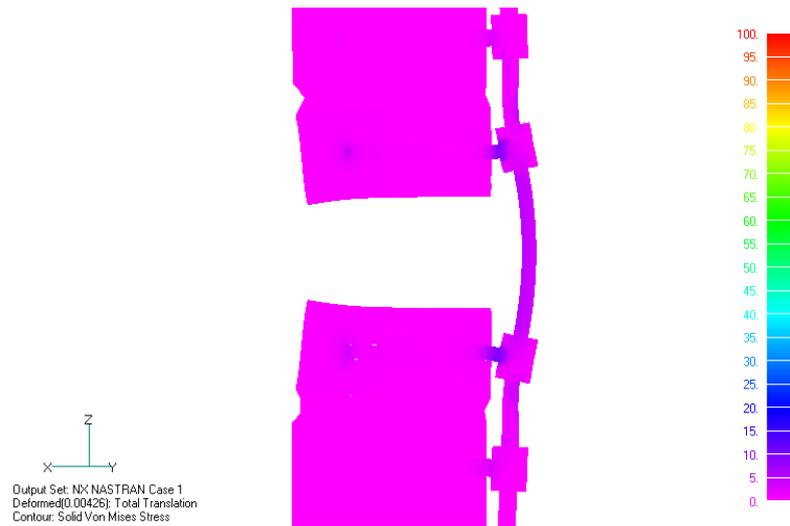


Рисунок 34. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

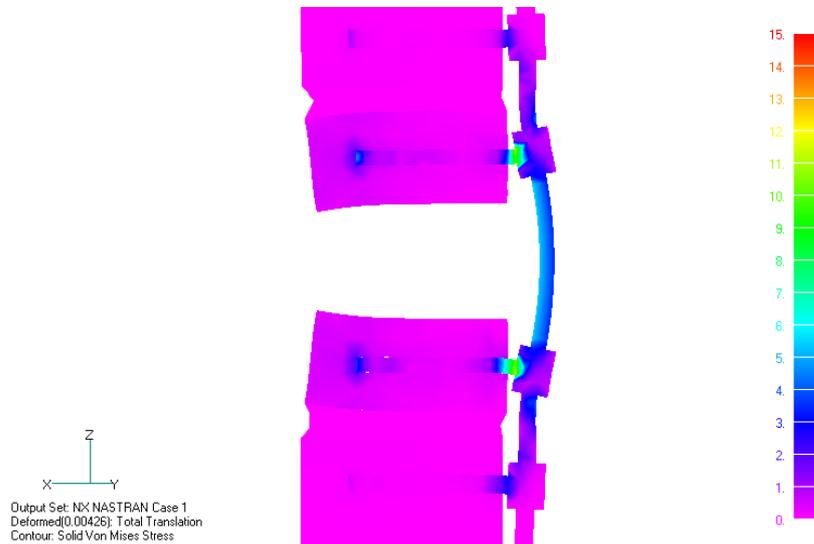


Рисунок 35. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

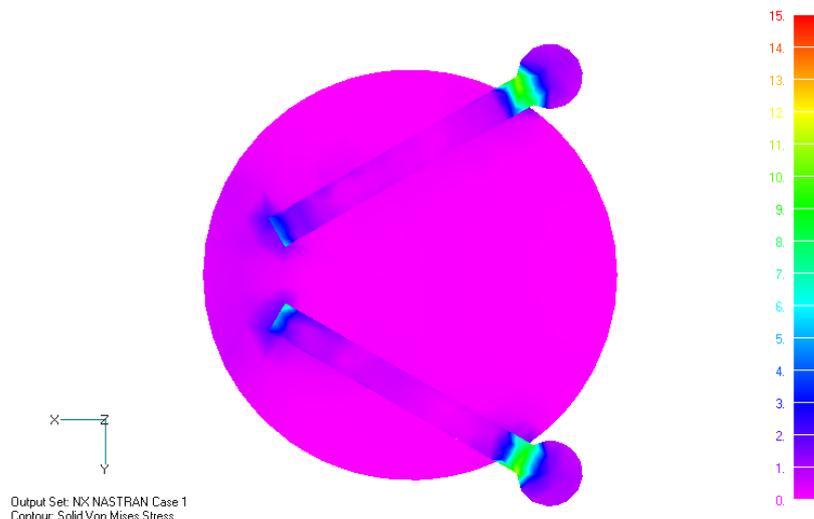


Рисунок 36. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний позвонок.

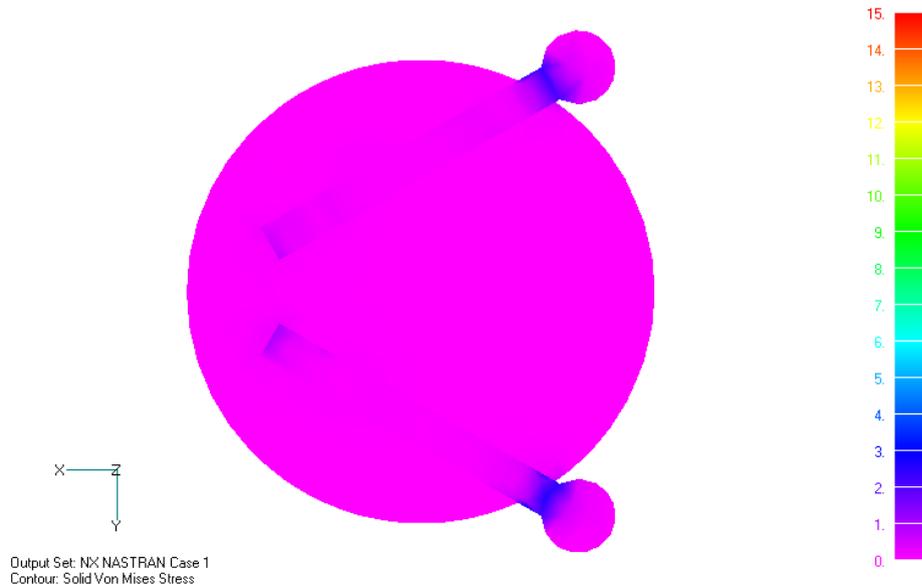


Рисунок 37. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 2-й от промежутка верхний позвонок.

3.3. Зона фиксации четырьмя парами винтов (II вариант)

Распределение эквивалентных напряжений для 2-го варианта зоны фиксации с четырьмя парами винтов представлено на рисунках 38-43 (первый вариант сил) и 44-49 (второй вариант сил).

Даже из сравнения напряжений в каркасе для первого и второго вариантов зон фиксации видно существенное различие: винты в первом варианте зоны имеют меньший уровень напряжений, чем во втором. Эта ситуация еще более нагляднее выражена при рассмотрении распределений напряжений в продольном и поперечном сечениях (рисунки 41-43 и 47-49). С учетом того, что усилия на винты передаются через позвонки, то же можно сказать и о напряжениях в самих телах позвонков.

В целом аналогичная картина наблюдается и при втором варианте распределения сил. Причина этих различий заключается в том, что длина участков продольных стержней между точками фиксации для второго варианта зоны в два раза больше, чем для первого варианта. Как видно из формы каркаса, нагружение приводит к изгибу продольных стержней между точками фиксации, а согнуть и сломать длинный стержень легче, чем короткий. Кроме того, во втором варианте зоны между точками фиксации

располагаются два сравнительно “мягких” диска, а в первом варианте – один. Поэтому податливость (деформируемость) участка позвоночника между точками фиксации во втором варианте зоны фиксации выше. Все это приводит к тому, что приложенная сила в большей степени передается через позвонки и в меньшей степени через стержни.

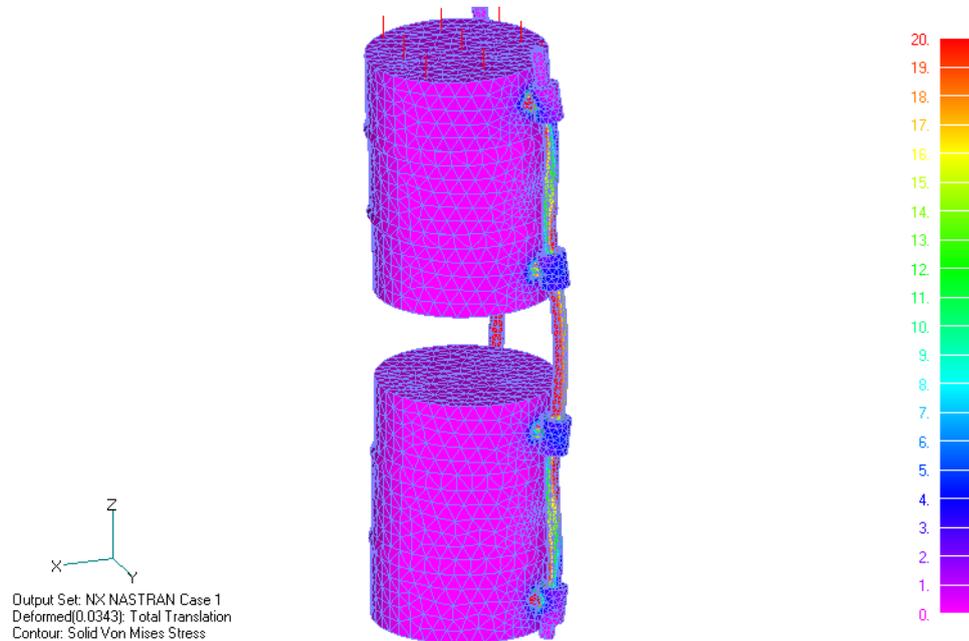


Рисунок 38. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для первого варианта сил и зоны фиксации с четырьмя парами винтов. 2-й вариант зоны фиксации.

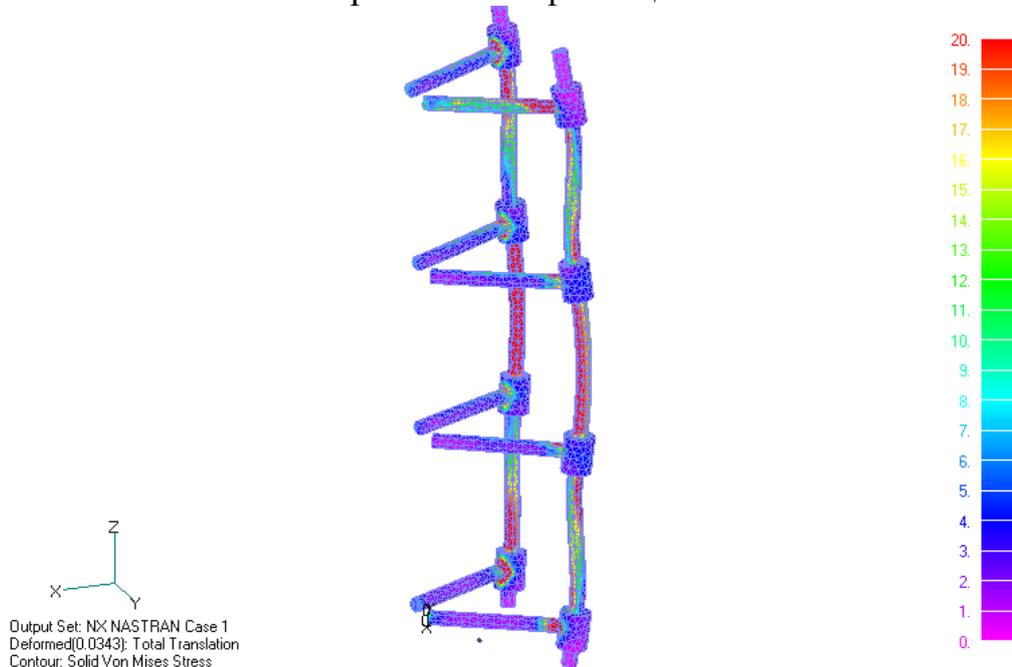


Рисунок 39. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

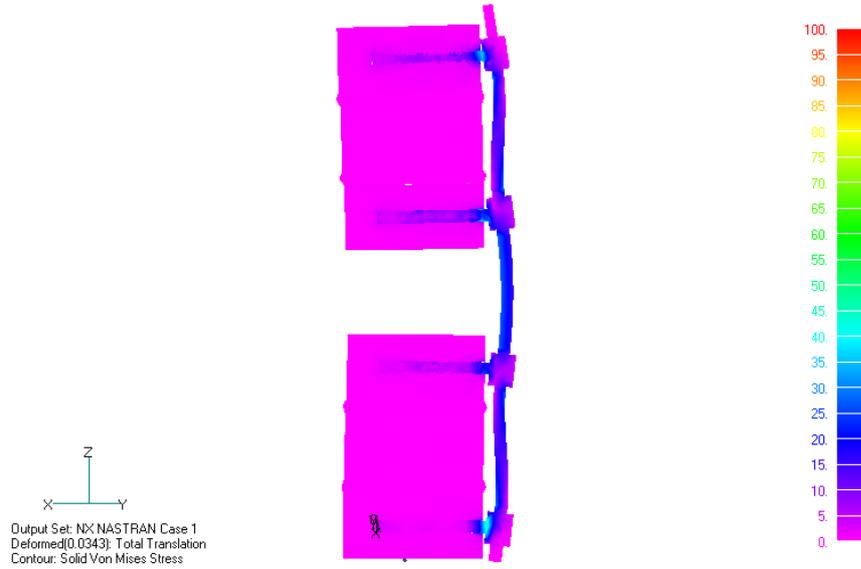


Рисунок 40. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

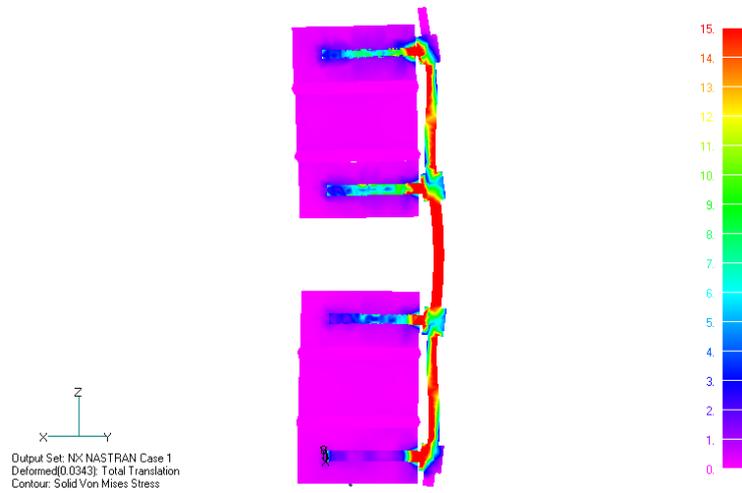


Рисунок 41. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

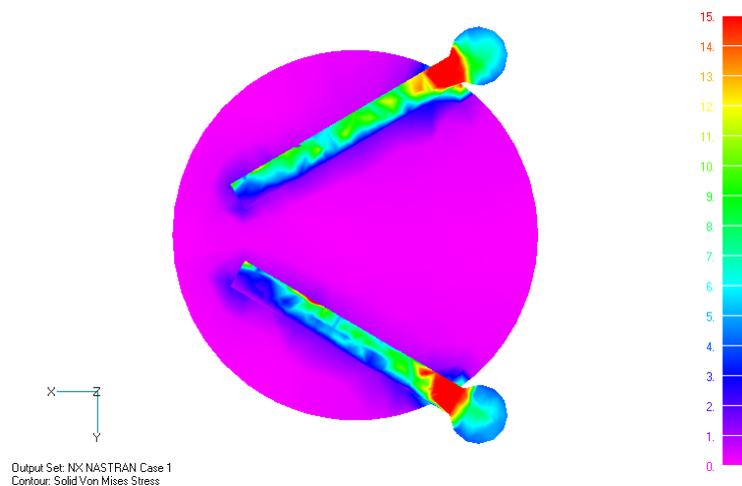


Рисунок 42. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

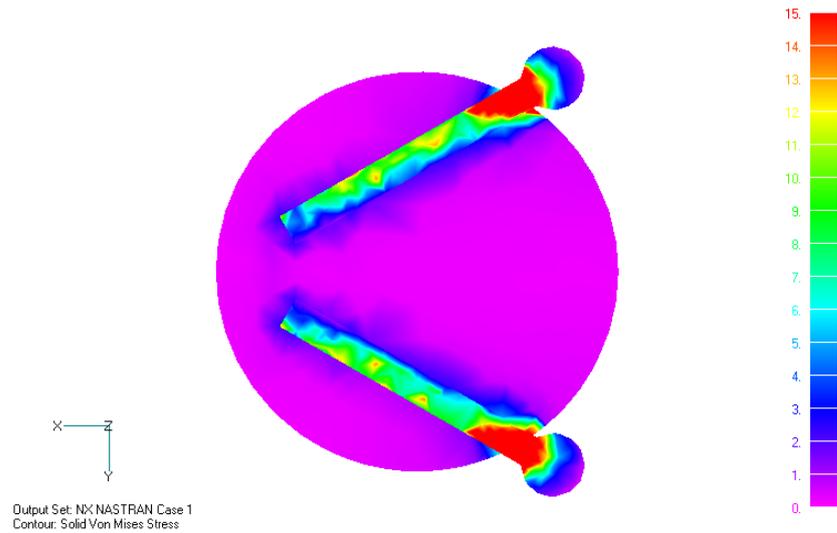


Рисунок 43. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 2-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

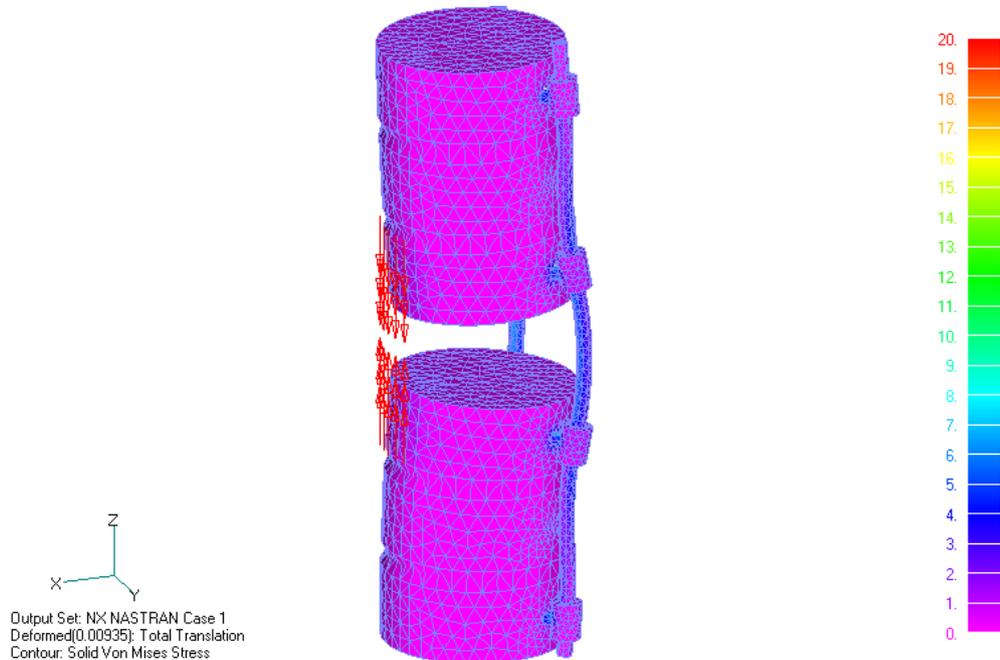


Рисунок 44. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для второго варианта сил и зоны фиксации с четырьмя парами винтов. 2-й вариант зоны фиксации.

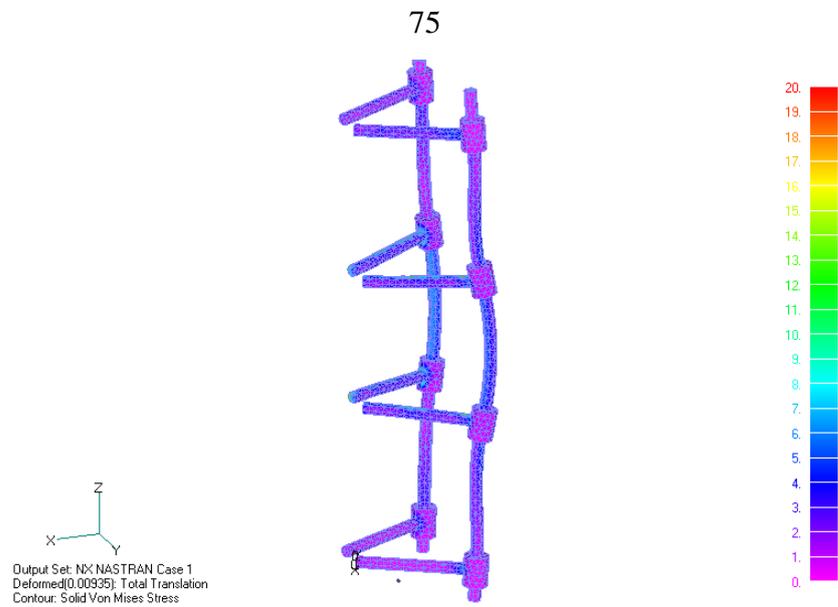


Рисунок 45. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

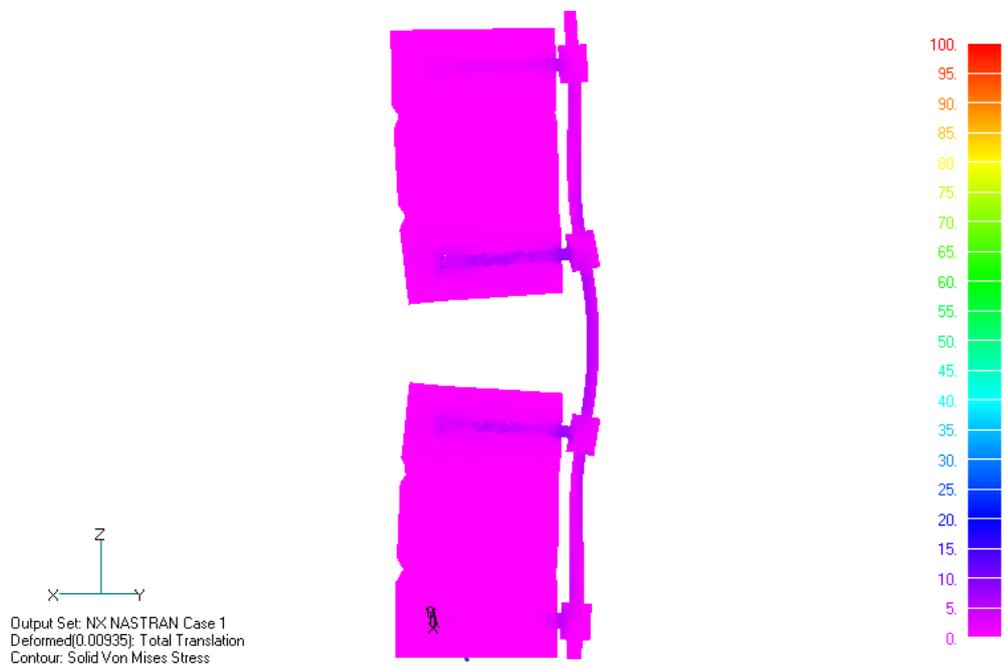


Рисунок 46. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

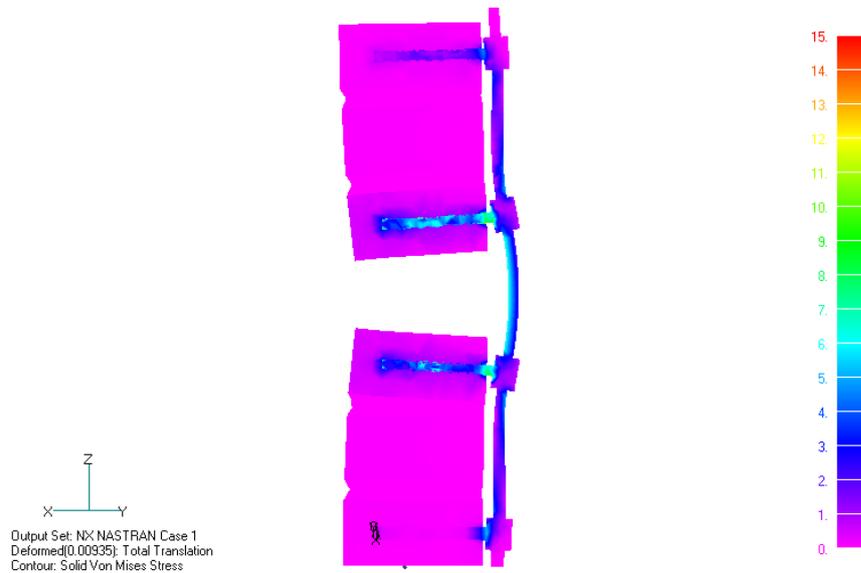


Рисунок 47. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

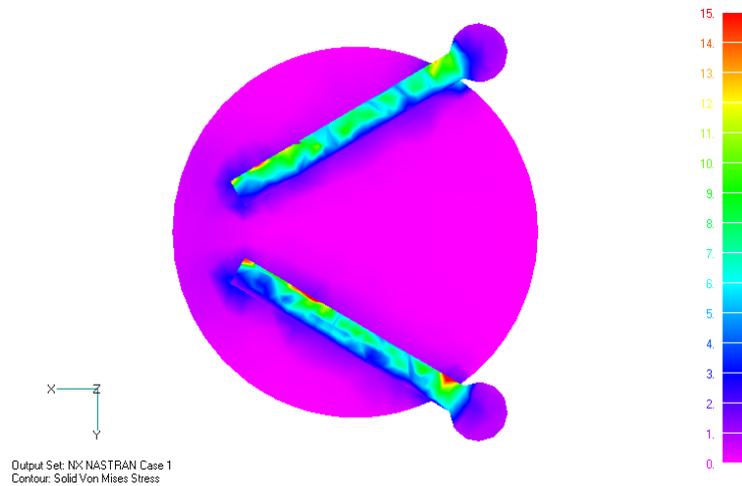


Рисунок 48. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

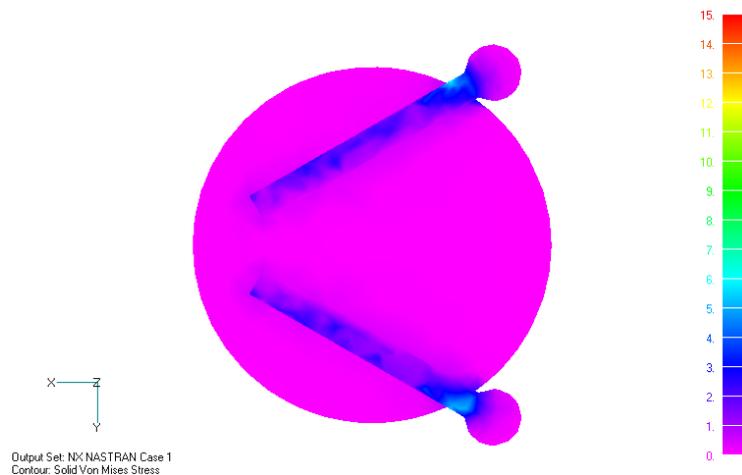


Рисунок 49. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 3-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

Таким образом, второй вариант зоны фиксации с четырьмя винтами менее эффективен, чем первый вариант.

3.4. Зона фиксации шестью парами винтов

Распределение эквивалентных напряжений в зоне фиксации с шестью парами винтов представлены на рисунках 50-56 (первый вариант сил) и 57-63 (второй вариант сил).

Как видно из рисунков 52 и 53, распределение напряжений в зоне фиксации с шестью парами винтов имеет некоторые отличия от рассмотренных ранее зон. Для первого варианта сил напряжения в месте выхода и вдоль винта (в винте и позвонке) ниже, чем для второго варианта, но выше, чем для первого варианта зоны фиксации с четырьмя парами винтов. Во втором от промежутка верхнем позвонке так же напряжения в месте выхода винтов несколько ниже, чем в зоне фиксации с четырьмя парами винтов (первый вариант), но выше по длине винта. Третий от промежутка позвонки имеет примерно такие же напряжения, как и 3-й от промежутка в зоне фиксации с четырьмя винтами (второй вариант).

Таким образом, для зоны фиксации с шестью винтами напряжения на выходе винтов несколько ниже, чем для зон с четырьмя винтами, а по длине винта несколько выше. Другими словами, напряжения распределены более равномерно.

Аналогичное резюме можно сделать и для второго варианта нагружения. Напряжения так же распределены более равномерно, опасные напряжения на выходе винтов ниже, но в отличие от первого варианта сил, более напряжен первый от промежутка позвонки.

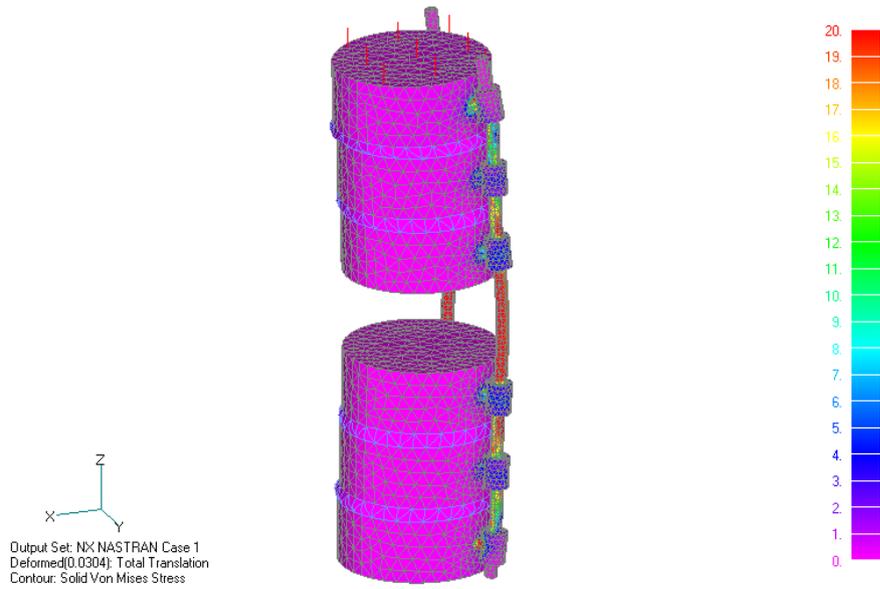


Рисунок 50. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для первого варианта сил и зоны фиксации с шестью парами винтов.

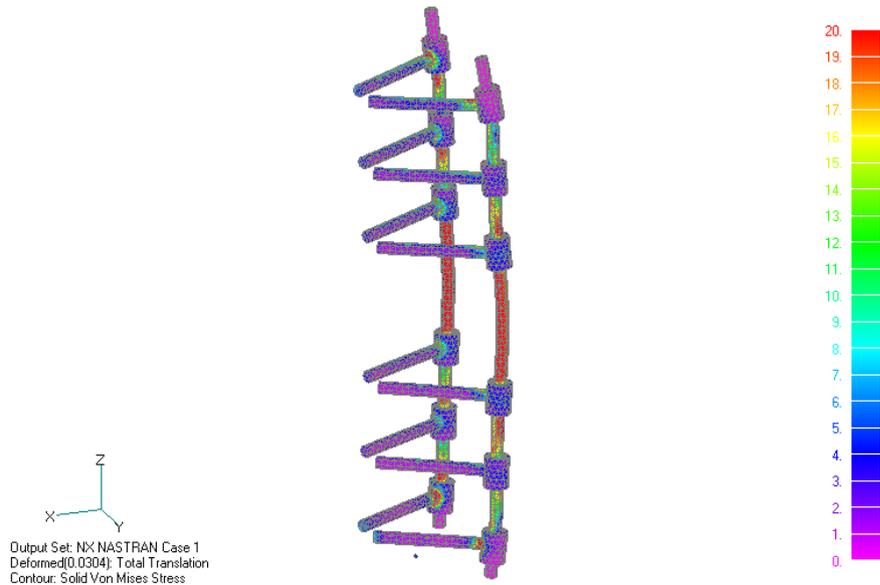


Рисунок 51. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

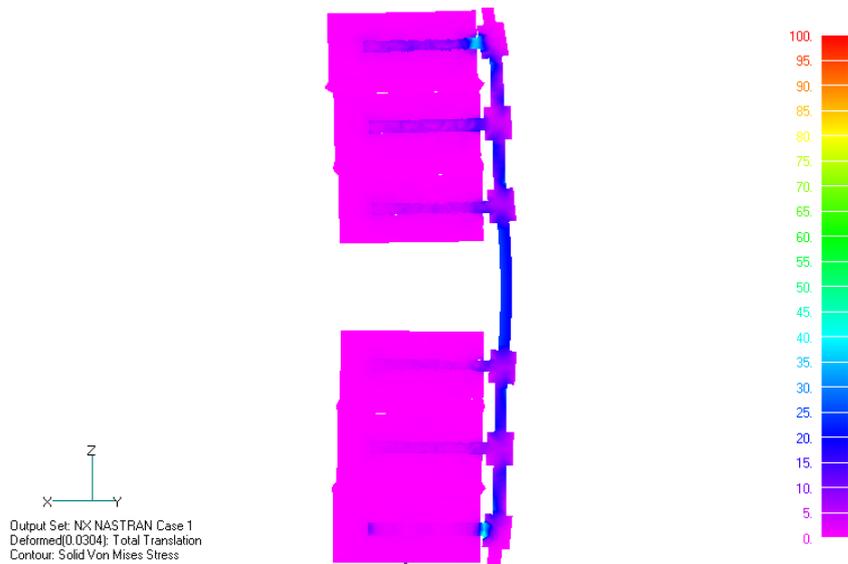


Рисунок 52. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

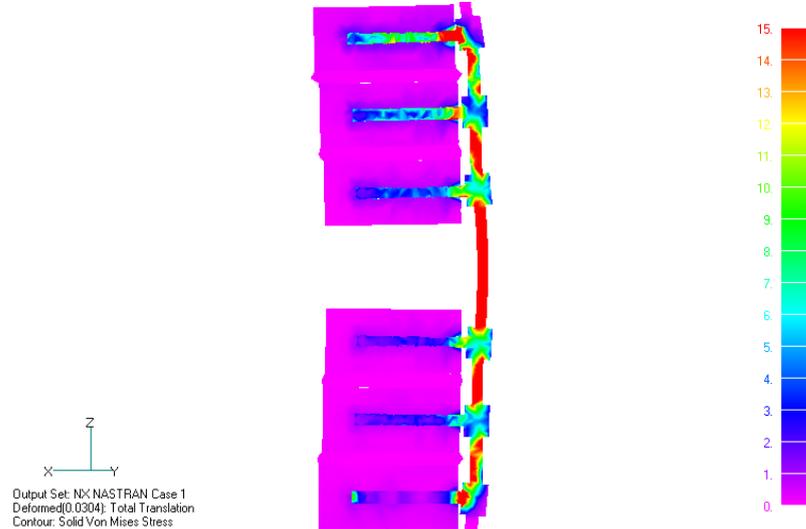


Рисунок 53. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

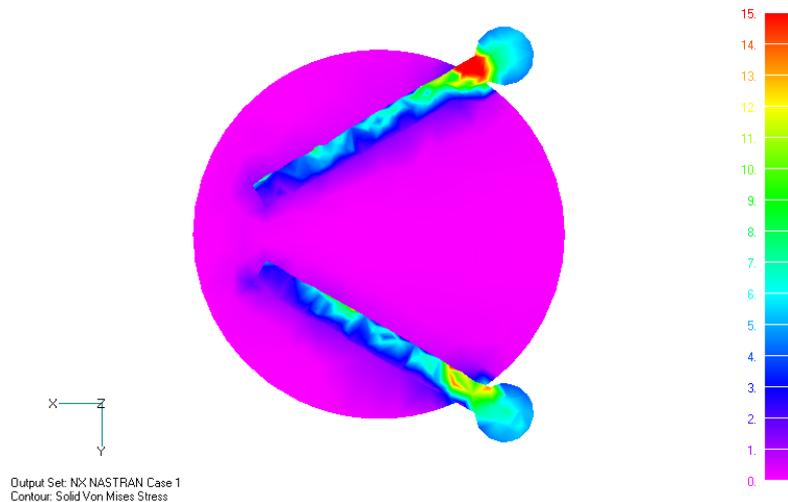


Рисунок 54. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

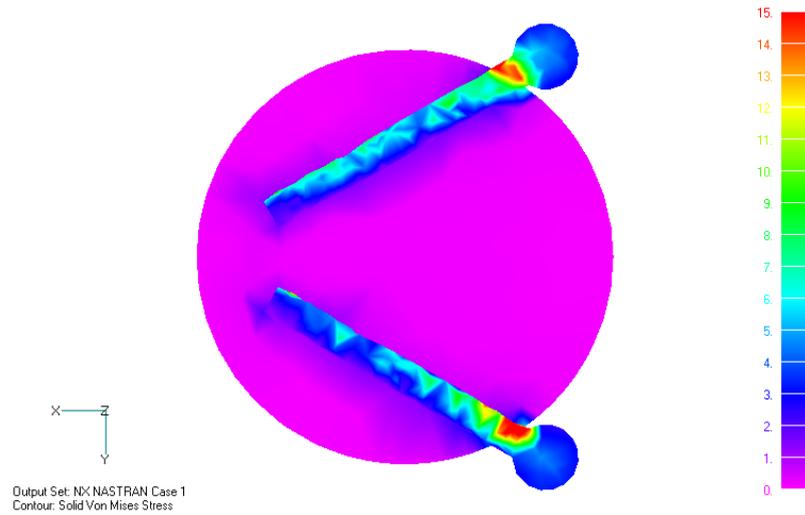


Рисунок 55. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 2-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

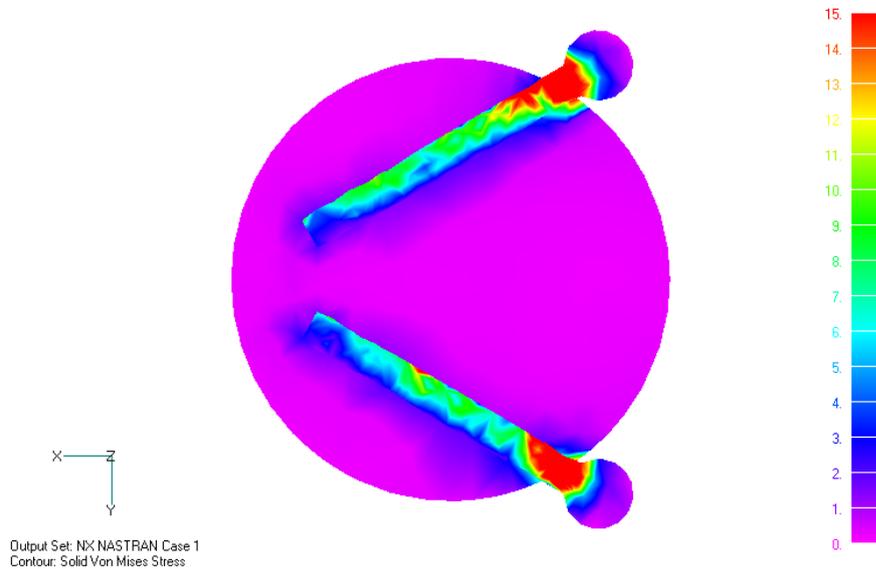


Рисунок 56. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 3-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

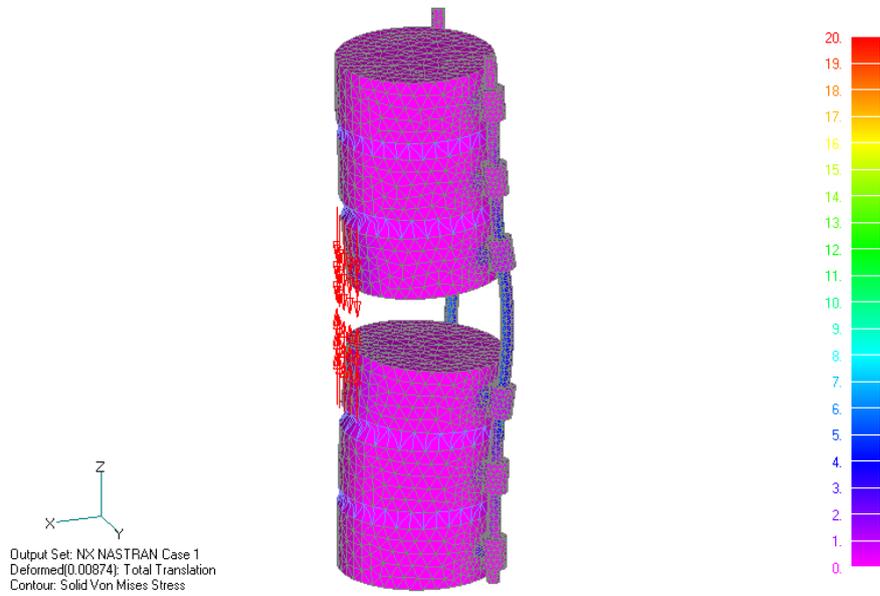


Рисунок 57. Пространственное распределение эквивалентных напряжений для второго варианта сил и зоны фиксации с шестью парами винтов.

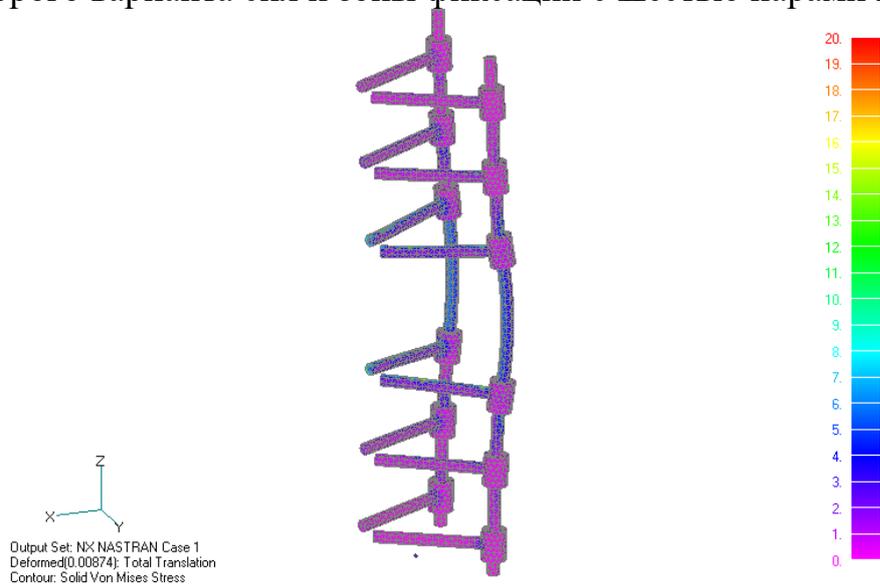


Рисунок 58. Распределение эквивалентных напряжений в металлическом каркасе.

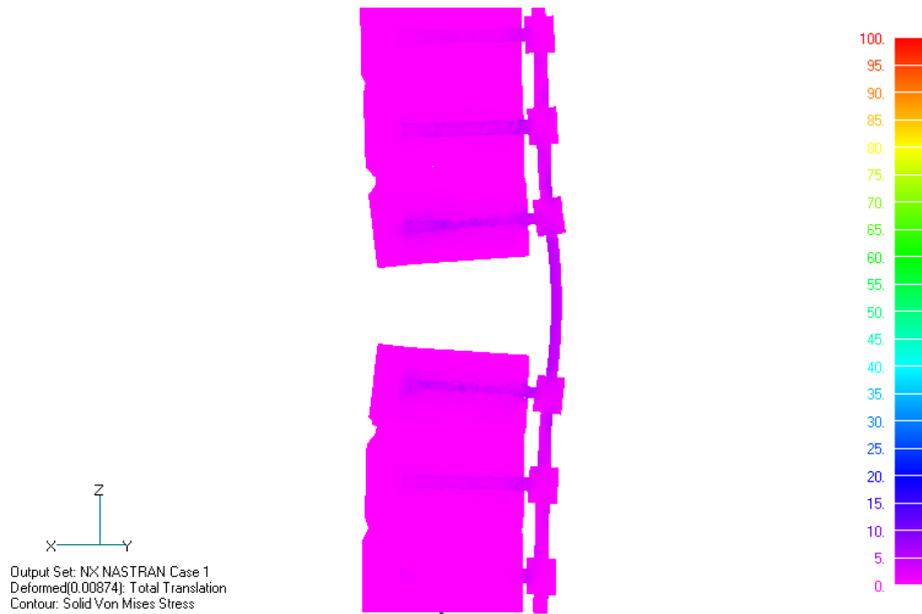


Рисунок 59. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-100 МПа.

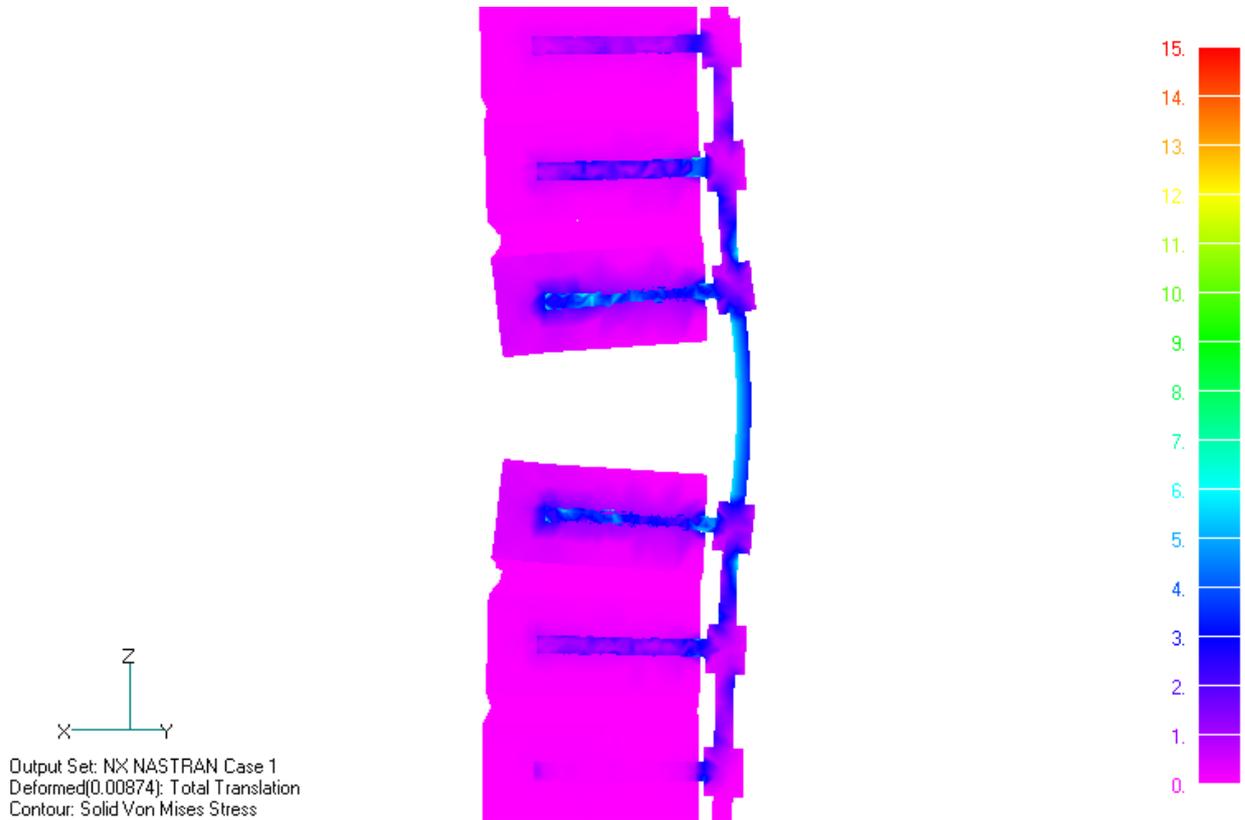


Рисунок 60. Распределение эквивалентных напряжений в продольной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа.

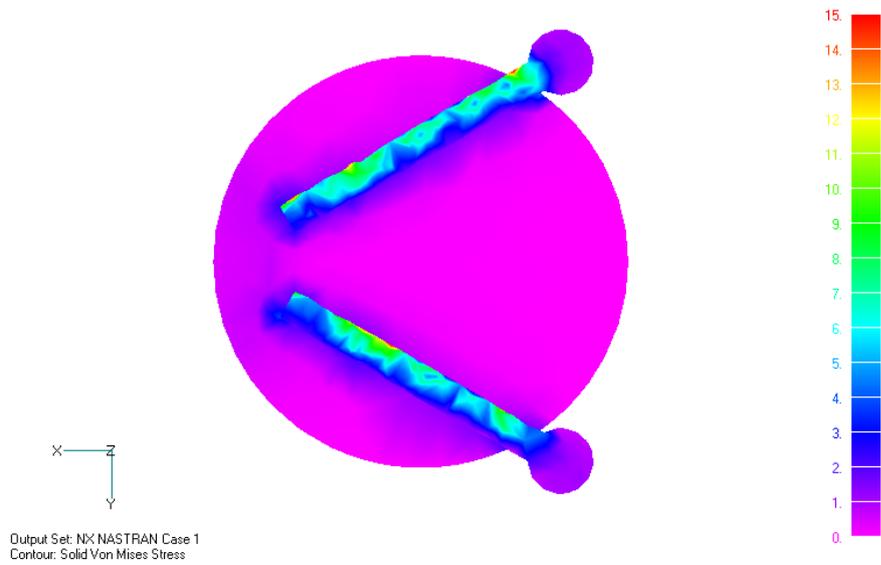


Рисунок 61. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 1-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

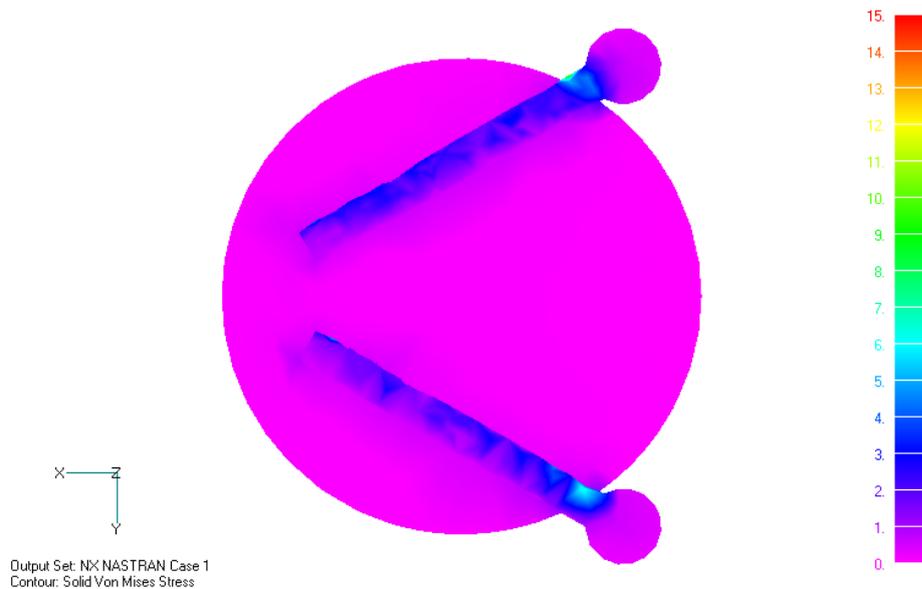


Рисунок 62. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 2-й от промежутка верхний ПОЗВОНОК.

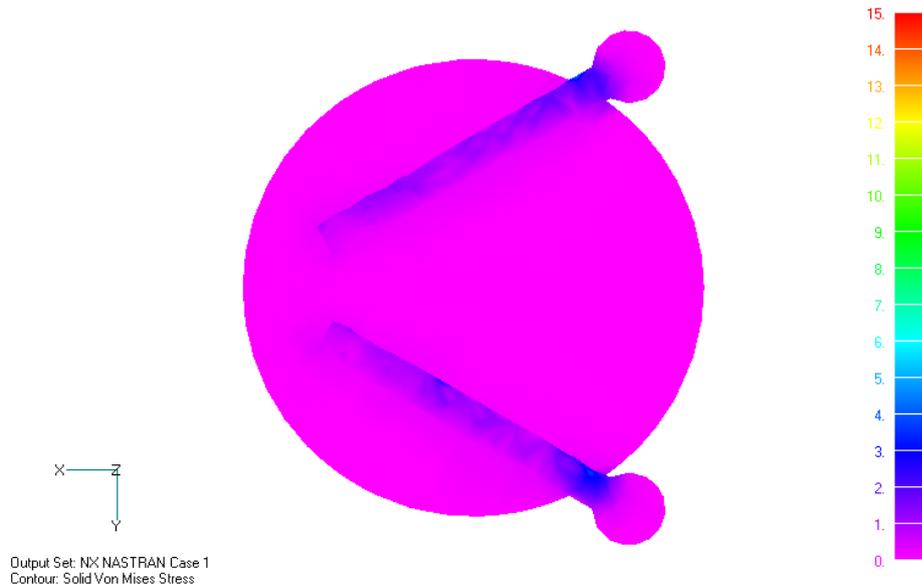


Рисунок 63. Распределение эквивалентных напряжений в поперечной плоскости сечения. Масштаб 0-15 МПа. 3-й от промежутка верхний позвонок.

Во всех рассмотренных выше случаях напряжения в каркасе были не более 200 МПа, что значительно меньше предела прочности титановых сплавов.

Представленные выше иллюстративные материалы дают достаточно полное представление о пространственном распределении напряжений в позвонках для различных типов зон фиксации. Однако более точные данные можно получить, если сравнивать напряжения в некоторых точках позвонков. В данной ситуации мы получим результаты локальные, но совместно с предыдущими результатами это будет полная картина о напряжениях в позвонках.

Для вычисления в позвонках возьмем верхнюю линию в позвонке вдоль винта – в качестве примера для зоны фиксации с четырьмя винтами (вариант 2-1), эта линия показана на рисунке 64 как линия 255 (выделена зеленым цветом). Подобные линии возьмем во всех верхних от промежутка позвонках с винтами. Учитывая, что силы, прикладываемые к позвонкам, направлены вниз, (отрицательное направление по оси Z глобальной системы координат), а позвонки опираются на винты, выделенные направления будут достаточно показательными. Это видно и из представленных выше диаграмм.

На рисунках 65-67 (первый вариант сил, 500 Н) и 68-70 (второй вариант сил, 100 Н) представлены зависимости эквивалентных напряжений вдоль выделенных направлений от расстояния от концов винтов. Для краткости введены обозначения зон фиксации как 1, 2-1 2-2 и 3 и обозначения верхних винтов от промежутка как 1+, 2+ и 3+.

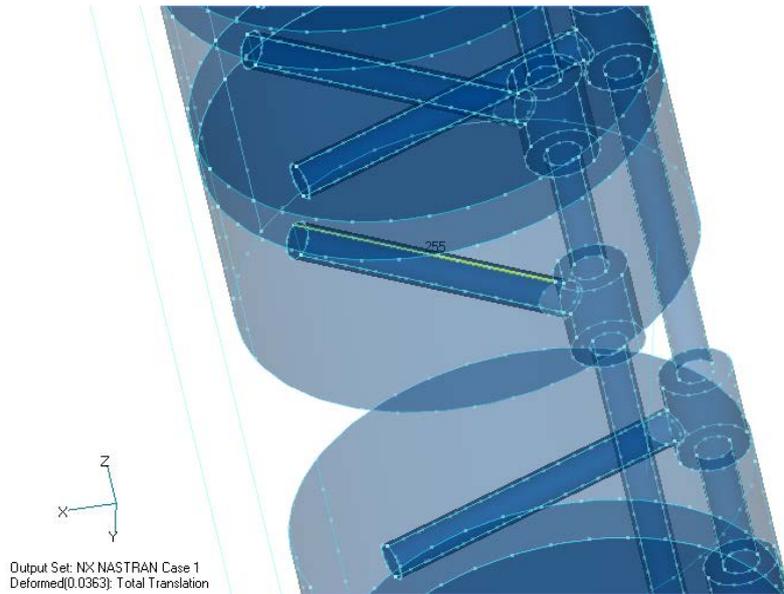


Рисунок 64. Линия в позвонке (выделена зеленым цветом, №255), вдоль которой производится оценка напряжений.

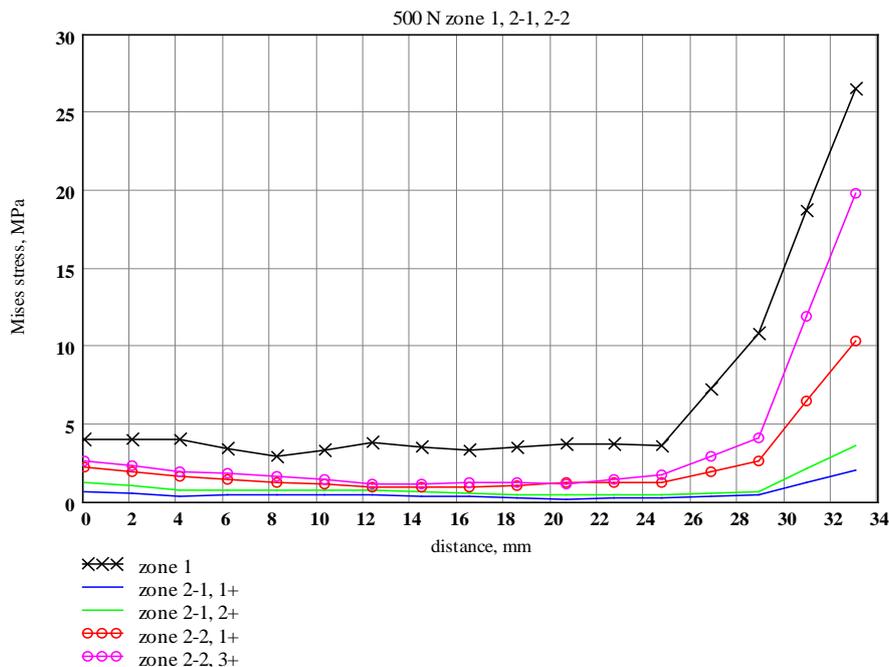


Рисунок 65. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 1, 2-1 и 2-2 (первый вариант сил, 500 Н).

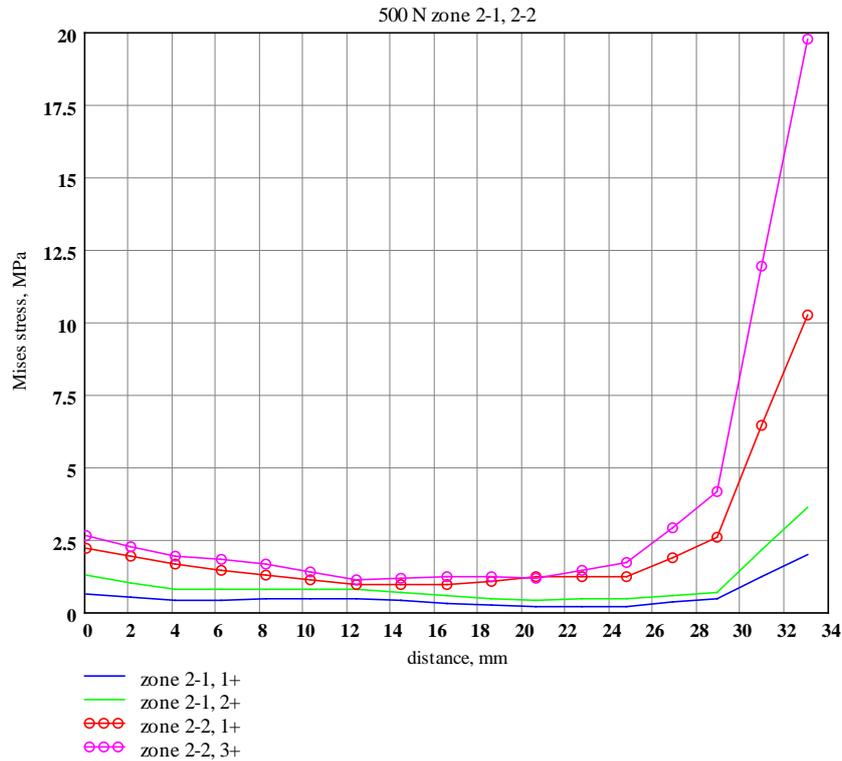


Рисунок 66. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 2-1 и 2-2 (первый вариант сил, 500 Н).

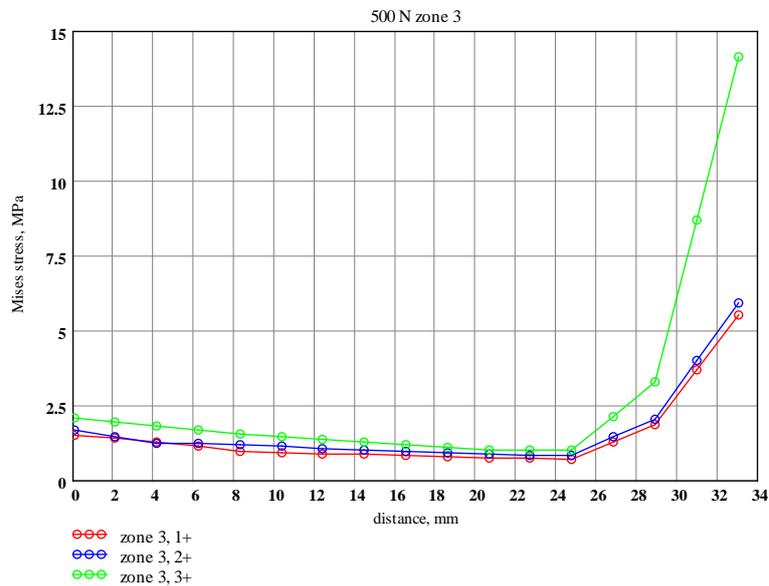


Рисунок 67. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 3 (первый вариант сил, 500 Н).

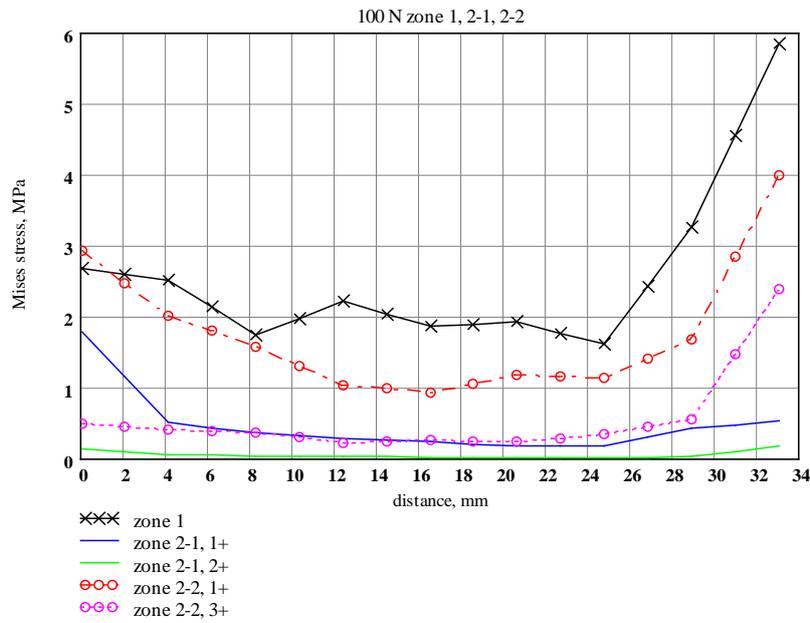


Рисунок 68. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 1, 2-1 и 2-2 (второй вариант сил, 100 Н).

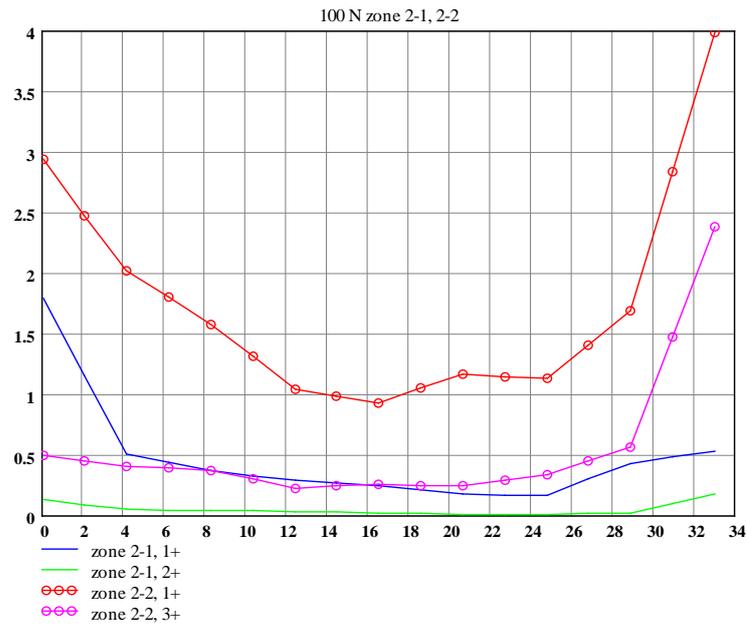


Рисунок 69. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 2-1 и 2-2 (второй вариант сил, 100 Н).

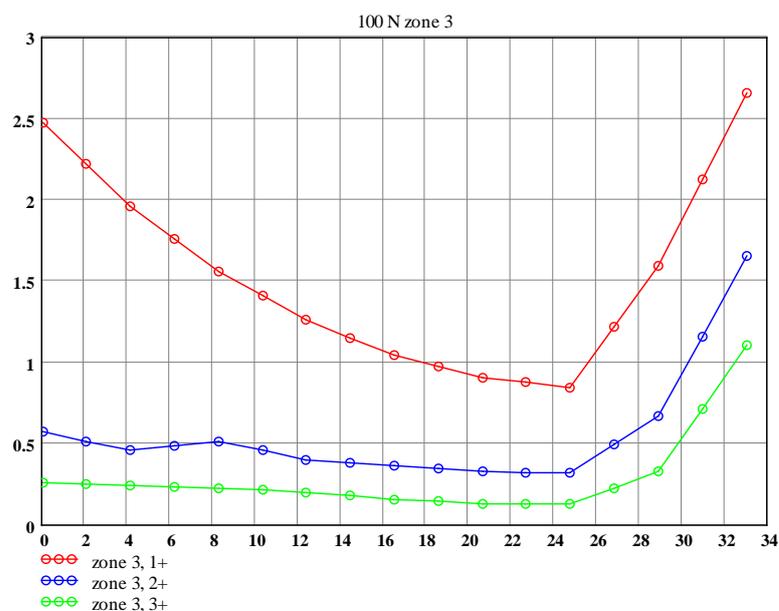


Рисунок 70. Распределение эквивалентных напряжений в позвонках вдоль винтов для зон фиксации 3 (второй вариант сил, 100 Н).

В таблицах 2 и 3 представлены сводные данные об уровне эквивалентных напряжений вдоль выделенных линий для всех рассмотренных зон фиксации. Для сравнения выбраны три точки вдоль винтов: на расстоянии 0 мм (конец винта), 16,5 мм (середина винта) и 33 мм (выход винта из позвонка) от конца винта. В таблице 2 представлены данные для первого (500 Н) и в таблице 3 для второго (100 Н) вариантов нагружения позвонков. Данные для наиболее напряженных позвонков для каждого варианта нагружения выделены красным цветом.

На основании результатов таблицы 2 при первом варианте нагружения наибольшие напряжения (26,0 МПа) наблюдаются для зоны фиксации с двумя парами винтов в точке выхода винта. Место выхода винта является наиболее напряженной точкой в позвонке для всех зон фиксации при первом варианте нагружения. Среди позвонков одной зоны наиболее напряжен ближний к месту приложения нагрузки. Наименьшее напряжение в этой точке наблюдается для зоны фиксации с четырьмя парами винтов (первый тип зоны фиксации, zone 2-1) – 3,6 МПа. По уровню напряжений этот тип

зоны фиксации лучше не только второго варианта зоны с четырьмя парами винтов (zone 2-2), но и зоны с шестью парами винтов (zone 3).

Для второго варианта нагружения наиболее напряжены ближайшие к промежутку позвонки, то есть ближайшие к месту приложения силы, и наихудшие показатели у зоны с двумя парами винтов. Зона 2-1 имеет наименьший уровень напряжений, причем точка с максимальным напряжением находится не у выхода винта (1+), а на его конце.

Таким образом, первый вариант зоны фиксации с четырьмя парами винтов по рассмотренным показателям является наилучшим. На первый взгляд наилучшие показатели должна иметь зона с шестью парами винтов, так как приложенная нагрузка распределяется по всем позвонкам, связанным с металлическим каркасом. Однако в системе позвонки-металлоконструкция приложенная к верхнему позвонку нагрузка передается к нижнему зафиксированному позвонку по двум каналам (рассмотрим зону с шестью парами винтов): а) непосредственно от верхнего позвонка через винты на стержни; б) от верхнего позвонка через диск на соседний позвонок. В свою очередь с этого позвонка нагрузка передается также через стержни и через диск на соседний позвонок (для зоны с шестью винтами) и от него через винт на стержень. Передача силы на соседний позвонок возможна из-за прогиба винтов и стержней. В том случае, если металлический каркас был бы абсолютно жестким, нагрузка от верхнего позвонка через стержень передавалась бы только на нижний зафиксированный позвонок. Оба позвонка имели бы высокий уровень напряжений, а остальные остались бы совершенно свободными от напряжений. При некоторой деформации каркаса нагрузка с верхнего позвонка частично будет передаваться через диск на нижележащий позвонок. В результате этого, напряжения в верхнем позвонке уменьшатся, а в нижнем возрастут, причем степень напряженности нижнего позвонка будет возрастать (а верхнего уменьшаться) с уменьшением жесткости каркаса. В том случае, чтобы нижележащий позвонок мог воспринять нагрузку, он должен быть связан с каркасом. Однако, этого не

происходит в зоне фиксации 2-2, в которой верхний позвонок не может передать нагрузку нижележащему позвонку, поскольку тот не имеет связи с каркасом, а передача нагрузки через диски не эффективна в виду их высокой (по сравнению с каркасом) амортизационной способности. Учитывая эти факты, зона 2-1 эффективнее, чем зона 2-2.

Кроме этого, зона 3, отличающаяся от зоны 2-1 дополнительным соединением позвонков с каркасом, должна быть еще эффективнее. Однако, для оптимального распределения нагрузок по позвонкам и стержням необходимо не просто большое количество зон скреплений, а определенное сочетание жесткостей стержней, дисков и винтов. Для заданных в данной задаче геометрических параметрах системы (толщины позвонков и дисков, длина и толщина винтов и стержней), как показал численный анализ, наиболее выгодно использовать зону фиксации с четырьмя парами винтов типа 2-1. Системы, состоящие из контактирующих объектов с разными механическими свойствами, и имеющие достаточно сложную геометрию, могут быть корректно проанализированы методом конечных элементов, в то время как интуитивный подход, основанный только на здравом смысле, зачастую приводит к неверным выводам.

Таблица 2

Значения эквивалентных напряжений в позвонках в точках 0, 16,5 и 33 мм от конца винтов для первого варианта нагружения (500 Н)

Тип зоны фиксации	Напряжение в позвонках, МПа								
	1-й верхний (1+)			2-й верхний (2+)			3-й верхний (3+)		
	Расстояние от конца винта, мм								
	0	16,5	33	0	16,5	33	0	16,5	33
Две пары винтов (zone 1)	<u>3,9</u>	<u>3,3</u>	<u>26,0</u>						
Четыре пары винтов, первый вариант (zone 2-1)	0,7	0,3	2,0	<u>1,3</u>	<u>0,6</u>	<u>3,6</u>			
Четыре пары винтов, второй вариант (zone 2-2)	2,2	0,9	10,3				<u>2,6</u>	<u>1,2</u>	<u>19,7</u>
Шесть пар винтов (zone 3)	1,5	0,8	5,5	1,7	1,0	5,9	<u>2,1</u>	<u>1,2</u>	<u>14,1</u>

Таблица 3

Значения эквивалентных напряжений в позвонках в точках 0, 16,5 и 33 мм от конца винтов для второго варианта нагружения (100 Н)

Тип зоны фиксации	Напряжение в позвонках, МПа								
	1-й верхний (1+)			2-й верхний (2+)			3-й верхний (3+)		
	Расстояние от конца винта, мм								
	0	16,5	33	0	16,5	33	0	16,5	33
Две пары винтов (zone 1)	<u>2,7</u>	<u>1,9</u>	<u>5,8</u>						
Четыре пары винтов, первый вариант (zone 2-1)	<u>1,8</u>	<u>0,3</u>	<u>0,5</u>	0,1	<0,1	0,2			
Четыре пары винтов, второй вариант (zone 2-2)	<u>3,0</u>	<u>0,9</u>	<u>4,0</u>				0,5	0,3	2,4
Шесть пар винтов (zone 3)	<u>2,5</u>	<u>1,0</u>	<u>2,7</u>	0,6	0,4	1,7	0,3	0,2	1,1

Таким образом, на основании проведенного сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния позвонков, винтов и продольных стержней при различных структурах зоны фиксации можно сделать следующие выводы:

1. При нагружении рассмотренных зон фиксации вертикальной силой 500 Н, имитирующей вес верхней части туловища в положении стоя, наибольшие напряжения возникают в наиболее удаленных от промежутка скрепляемых позвонках в местах выхода винтов.
2. В этих позвонках среди рассмотренных зон фиксации при вертикальной силе 500 Н наибольшие напряжения возникают в зоне фиксации с двумя парами винтов (26,0 Н), наименьшие – в зоне фиксации с четырьмя парами винтов, первый вариант зоны (3,6 Н).
3. Из двух зон фиксации с четырьмя парами винтов наилучшие показатели имеет первый вариант зоны фиксации.
4. Зона фиксации с шестью парами винтов занимает промежуточное место между первым и вторым вариантами зон фиксации с четырьмя парами винтов.
5. При нагружении рассмотренных зон фиксации вертикальной парой сил по 100 Н, приложенных к ближайшим к промежутку позвонкам навстречу друг другу и имитирующих суммарное сопротивление организма коррекции искривления позвоночника, наибольшие напряжения возникают в ближайших к промежутку скрепляемых позвонках.
6. Кроме первого варианта зоны фиксации с четырьмя парами винтов, наибольшие напряжения возникают в местах выхода винтов. Для первого варианта зоны фиксации с четырьмя парами винтов наибольшие напряжения возникают вблизи конца винта.
7. В порядке возрастания уровня напряжений, зоны фиксации располагаются для обоих вариантов приложенных сил следующим образом: с четырьмя парами винтов (первый вариант), с шестью

парами винтов, с четырьмя парами винтов (второй вариант) и с двумя парами винтов.

8. Напряжения, возникающие в стержнях и винтах, много меньше предела прочности титановых сплавов.

ГЛАВА 4

ОСОБЕННОСТИ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ

В ходе проводимого диссертационного исследования нами были разработаны новые и усовершенствованы имеющиеся методики хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации, учитывающие специфические особенности патологических изменений позвоночного столба и канала, обусловленные вариантом аномалий развития позвонков. Предложенные варианты оперативного вмешательства позволили в дальнейшем осуществить дифференцированный подход к хирургической коррекции врожденной кифосколиотической деформации грудопоясничного отдела позвоночника у данной категории пациентов с учетом анатомо-антропометрических особенностей тел позвонков, соотношений дурального мешка с костными структурами позвоночного канала, с целью достижения оптимального результата лечения и минимизации риска развития неврологических нарушений. На основании разработанной математической модели и расчета напряжения опорных элементов металлоконструкции и нагрузки на костные структуры позвонков определено рациональное расположение спинальной системы для коррекции имеющейся врожденной деформации в ходе операции и сохранения достигнутого результата в отдаленный период наблюдения.

4.1. Метод коррекции врожденного кифосколиоза грудопоясничного отдела позвоночника у детей при нарушении формирования или слияния тела позвонка из дорсального подхода

Предложен усовершенствованный метод коррекции врожденного кифосколиоза грудопоясничного отдела позвоночника у детей на фоне

нарушения формирования или слияния позвонка, направленный на достижение полноценной коррекции деформации позвоночника, восстановления физиологических профилей (фронтального и сагиттального) позвоночного столба и обеспечение стабильности достигнутого результата в процессе дальнейшего роста и развития ребенка.

Данный метод осуществляли только из дорсального доступа следующим образом. В положении пациента на животе выполняли разрез вдоль линии остистых отростков, середина которого проходит через вершину врожденной кифосколиотической деформации. Осуществляли широкое скелетирование задней опорной колонны позвоночника и боковых поверхностей тел позвонков на вершине кифосколиоза. Особенностью следующего этапа операции являлось формирование костных каналов для транспедикулярных винтов металлоконструкции в телах соседних интактных позвонков, расположенных выше и ниже уровня аномального позвонка. В теле каждого позвонка, в который планировалось в последующем установить опорный элемент металлоконструкции, формировали два канала (справа и слева) относительно центральной линии остистых отростков. Расположение опорных элементов металлоконструкции осуществляли с учетом максимальной надежности и стабильности на основании результатов исследования напряженно-деформированного состояния позвонков и металлического каркаса. Формирование костных каналов проводили на фоне стабильного и не измененного грудопоясничного сегмента позвоночного столба, до момента осуществления удаления тела порочного позвонка с целью достижения наибольшей точности и корректности их создания. После создания костных каналов в тела позвонков устанавливали маркеры и осуществляли рентгенологический контроль позвоночника в двух проекциях (прямой и боковой). Лучевое исследование выполняли с целью оценки правильности и корректности сформированных костных каналов для опорных элементов конструкции. После этого удаляли задние костные структуры (остистый отросток, дугу позвонка) на уровне аномального

позвонка, а с одной стороны осуществляли удаление основания дуги позвонка, доходя до его тела. Затем в тела позвонков, расположенных выше и ниже вершины врожденного кифосколиоза, с этой же стороны относительно центральной линии остистых отростков устанавливали транспедикулярные винты спинальной системы. В опорные элементы конструкции устанавливали стержень и фиксировали его в положении врожденной деформации грудопоясничного отдела позвоночника. Это являлось очередной особенностью проведения хирургического вмешательства. Такая последовательность манипуляций позволяла сохранить стабильность позвоночно-двигательного сегмента уже после удаления тела аномального позвонка и уменьшала риск развития или усугубления неврологических нарушений. После этого выполняли удаление тела аномального позвонка (заднего клиновидного позвонка или асимметричного бабочковидного позвонка) с прилегающими выше- и нижележащими дисками на вершине врожденного кифосколиоза. На фоне установленной унилатеральной металлоконструкции сначала удаляли задние костные структуры тела порочного позвонка до основания дуги. Затем через основание дуги с одной стороны, свободной от спинального имплантата, последовательно удаляли костные структуры с выше- и нижележащими дисками самого аномального позвонка. Костные структуры удаляли при помощи костных ложек, кусачек Люэра и Керрисона, а также конхотомов. Удаление костных структур начинали с латеральной стороны, последовательно, переходя постепенно на центральную часть, и достигали контрлатеральной стороны, удаляя все костные структуры полностью. В последнюю очередь резецировали кортикальную пластинку, являющейся передней стенкой позвоночного канала с целью уменьшения объема кровопотери в ходе операции. Такая последовательность осуществления хирургических манипуляций являлась очередной особенностью проведения хирургического вмешательства у пациентов с данной патологией. После удаления аномального позвонка между оставшимися вышележащими и нижележащими телами интактных

позвонков формировалось пространство. После этого устанавливали транспедикулярные опорные элементы в тела интактных позвонков со стороны противоположной установленной металлоконструкции. Стержень изгибали в соответствии с физиологическими сагиттальными профилями позвоночника (грудного кифоза и поясничного лордоза) и устанавливали в опорные элементы спинальной системы. В сформированное пространство вместо удаленного аномального позвонка имплантировали сетчатый титановый протез тела позвонка в сочетании с костной аутопластикой и осуществляли коррекцию врожденного кифотического компонента деформации путем прямого воздействия на вершину и контракции с опорой на транспедикулярные винты вдоль стержня. При этом сетчатый имплантат играл роль своеобразной стабильной опоры и рычага с целью полноценной коррекции кифотического компонента искривления. Эти манипуляции проводили одновременно с удалением ранее установленного стержня металлоконструкции с противоположной стороны относительно центральной линии остистых отростков. После этого второй стержень изгибали в соответствии с физиологическим сагиттальным профилем позвоночника и устанавливали в транспедикулярные винты спинальной системы взамен удаленному. Завершали вмешательство выполнением окончательных контрагирующих воздействий на заднюю опорную колонну позвоночника с целью коррекции кифотического компонента искривления и дистрагирующих воздействий на переднюю и среднюю колонны позвоночного столба для ликвидации сколиотического компонента деформации (рис. 71 А, Б; рис. 72 А, Б).

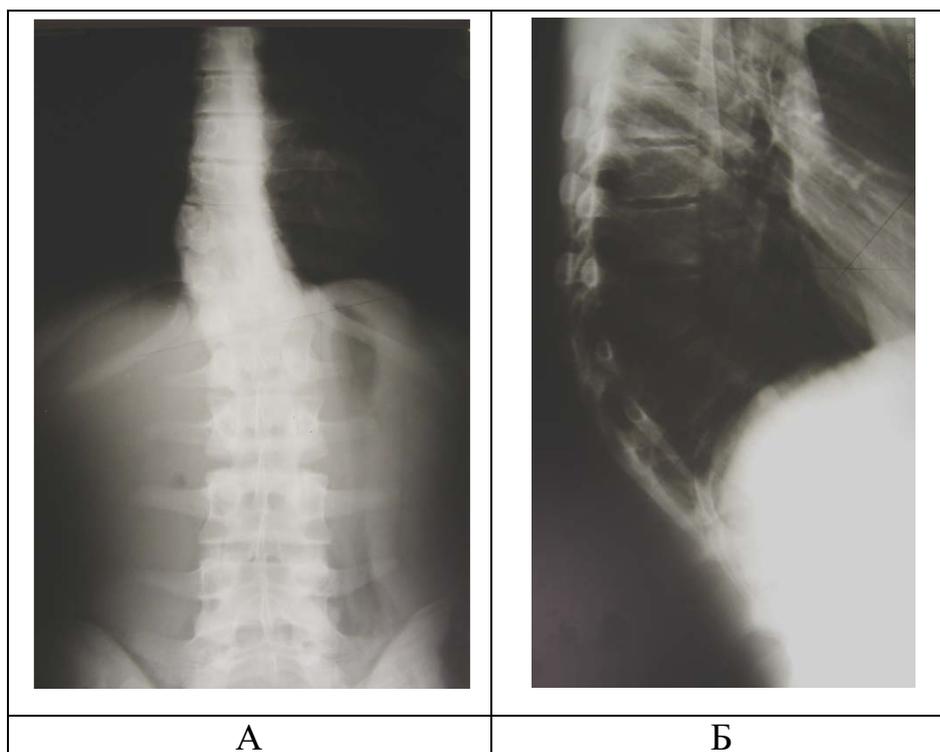


Рисунок 71. Спондилограммы пациента Ш., 15 лет с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода на фоне асимметричного бабочковидного позвонка Th11 до оперативного лечения: А – прямая проекция (угол сколиотической деформации 32° по Cobb); Б – боковая проекция (угол кифотической деформации 68° по Cobb)

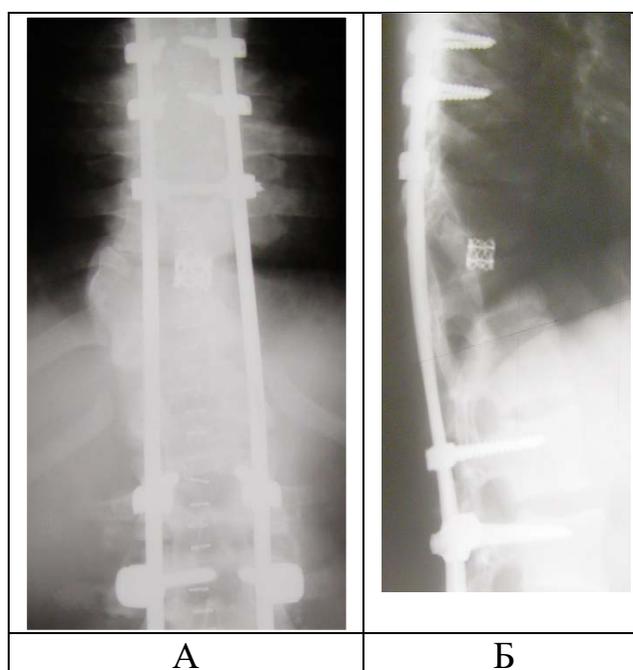


Рисунок 72. Спондилограммы пациента Ш., 17 лет с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода через 3 года после оперативного лечения: А – прямая проекция (остаточный угол сколиотической деформации 8° по Cobb); Б – боковая проекция (остаточный угол кифотической деформации 10° по Cobb)

При крайне тяжелых вариантах кифосколиоза с углом кифотического компонента искривления более 100° осуществляли аналогичные этапы хирургического вмешательства, прибегая к новому разработанному способу дополнительной фиксации дистальной части металлоконструкции к костям таза.

Способ дополнительной фиксации металлоконструкции к костям таза при коррекции врожденного кифосколиоза позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков грудопоясничной локализации у детей

В качестве дополнительной стабилизации полученного результата использовалась проволока, дополнительно фиксирующая элементы металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей). Постановка многоопорной металлоконструкции и титанового протеза тела удаленного аномального позвонка в сочетании с дополнительной фиксацией элементов металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей) позволяла полностью исправить деформацию позвоночника и стабильно сохранить достигнутый результат в анатомически правильной позиции позвоночника в процессе роста и развития ребенка, используя при этом один доступ, не прибегая к этапным хирургическим вмешательствам

Усовершенствованный нами метод дополнительной фиксации металлоконструкции к костям таза при коррекции врожденного кифосколиоза на фоне нарушения формирования и слияния позвонка грудопоясничной локализации у детей направлен на достижение полной коррекции деформации позвоночника и обеспечение стабильности достигнутого результата в процессе роста и развития ребенка.

Последовательность выполнения всех этапов хирургического вмешательства полностью соответствовала описанной выше методике. Отличие заключалось в проведении последних этапов операции. После установки многоопорной металлоконструкции и титанового сетчатого имплантата вместо удаленного тела аномального позвонка осуществляли дополнительную фиксацию дистального сегмента металлоконструкции к костям таза. В качестве дополнительной стабилизации полученного результата коррекции врожденной кифосколиотической деформации использовали проволоку, которая дополнительно фиксировала дистальные элементы металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей). Проволоку проводили через гребни подвздошных костей симметрично с обеих сторон, а ее концы выводили над стержнем спинальной системы. После этого осуществляли затягиванием проволоки над стержнями металлоконструкции, тем самым обеспечивая дополнительную стабилизацию спинального имплантата и сохранения достигнутого результата коррекции. Постановка многоопорной металлоконструкции и титанового протеза тела позвонка в сочетании с дополнительной фиксацией элементов металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей) позволяла полностью исправить деформацию позвоночника и стабильно сохранить достигнутый результат в анатомически правильной позиции позвоночника в процессе роста и развития ребенка, используя при этом только дорсальный подход (рис. 73 А, Б).

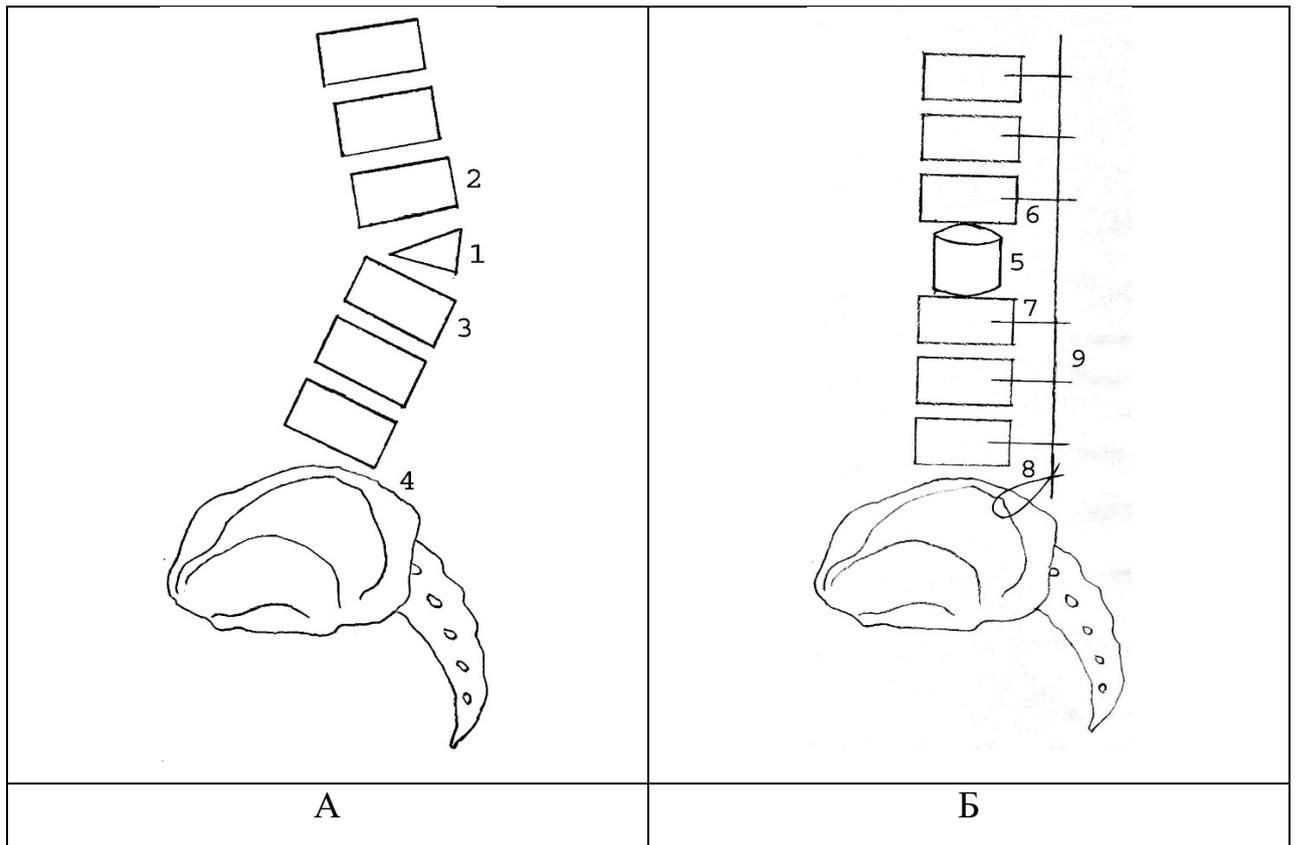


Рисунок 73. Схема боковой проекции врожденного кифосколиоза позвоночника. А – до операции: 1 - тело аномального позвонка, 2 - тело вышележащего позвонка, 3 - тело нижележащего позвонка, 4 - гребень подвздошной кости; Б – после полной коррекции деформации: 5 - Pyramesh в сочетании с костной пластикой, 6 - тело вышележащего позвонка, 7 - тело нижележащего позвонка, 8 - дополнительная фиксация металлоконструкции к костям таза, 9 - многоопорная металлоконструкция с транспедикулярными опорными элементами

По заявленному способу оперировано 5 пациентов. Во всех случаях отмечена полноценная коррекция врожденной кифосколиотической деформации позвоночника, стабильная фиксация и отсутствие рецидивов деформации в ближайшем и отдаленном периоде наблюдения после операции (рис. 74 А, Б; рис. 75 А, Б).

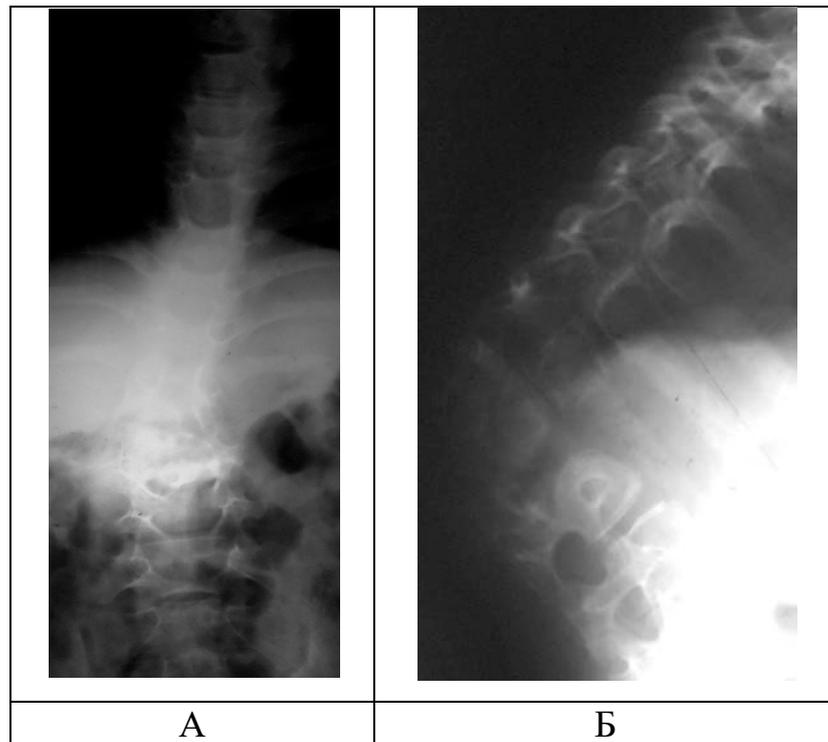


Рисунок 74. Спондилограммы пациента Л., 8 лет с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода на фоне заднего клиновидного позвонка L2 до оперативного лечения: А – прямая проекция (угол сколиотической деформации 20° по Cobb); Б – боковая проекция (угол кифотической деформации 106° по Cobb)

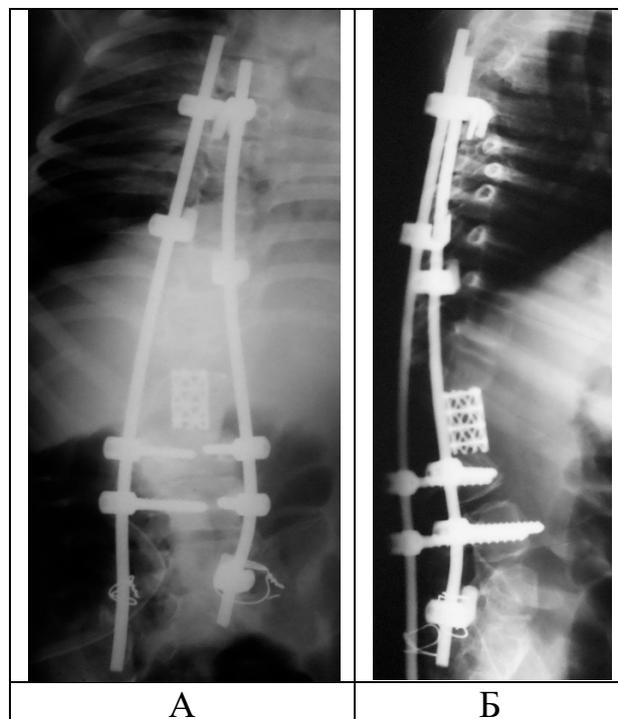


Рисунок 75. Спондилограммы пациента Л., 10 лет с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода через 2 года после оперативного лечения: А – прямая проекция (остаточный угол сколиотической деформации 4° по Cobb); Б – боковая проекция (остаточный угол кифотической деформации 26° по Cobb)

Положительный эффект данного способа заключается в одномоментной полноценной коррекции врожденного кифосколиоза груднопоясничной локализации и обеспечение ее стабильности в процессе роста и развития ребенка, за счет применения дополнительной стабилизации дистального опорного комплекса металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей). Предложенный вариант дополнительной стабилизации металлоконструкции к гребням подвздошных костей способствует предотвращению дестабилизации дистального опорного комплекса металлоконструкции, на который оказывается максимальная нагрузка, что обеспечивает отсутствие повторных и этапных вмешательств. Надежная фиксация, полученная в ходе установки данного спинального имплантата и дополнительной стабилизации к костям таза, создавала условия для формирования стабильного костного блока. Разработанный метод дополнительной стабилизации металлоконструкции не требовал в дальнейшем прибегать к этапным хирургическим вмешательствам в процессе развития ребенка.

4.2. Метод коррекции врожденного кифосколиоза груднопоясничного отдела позвоночника у детей при нарушении сегментации передних отделов позвонков из дорсального доступа

При врожденной деформации груднопоясничного перехода у детей, обусловленной нарушением сегментации передних отделов тел позвонков, наибольшую трудность составляет устранение кифотического компонента, что объяснимо ригидным характером искривления позвоночника в силу данного вида порока развития позвонков, возникающего на ранних стадиях эмбриогенеза позвоночного столба.

Усовершенствованный нами способ коррекции врожденного кифосколиоза груднопоясничного отдела позвоночника у детей при нарушении сегментации передних отделов позвонков направлен на

достижение полноценной коррекции деформации позвоночника, восстановление физиологических профилей (фронтального и сагиттального) позвоночника и обеспечение стабильности достигнутого результата в процессе дальнейшего роста и развития ребенка.

Предложенная методика коррекции врожденной деформации у детей при нарушении сегментации передних отделов тел позвонков осуществляется следующим образом. В положении пациента на животе выполняли разрез вдоль линии остистых отростков, середина которого проходит через вершину врожденного кифосколиоза при нарушении сегментации передних отделов позвонков. Затем проводили широкое скелетирование дорсальных костных структур позвоночника и боковых поверхностей тел позвонков на вершине кифоза. Особенностью следующего этапа операции являлось формирование костных каналов для транспедикулярных винтов металлоконструкции в телах соседних интактных позвонков, расположенных выше и ниже уровня сегментации передних отделов тел позвонков. В теле каждого позвонка, в который планировалось в последующем установить опорный элемент металлоконструкции, создавалось два канала (справа и слева) относительно центральной линии остистых отростков. Расположение опорных элементов металлоконструкции осуществляли с учетом максимальной надежности и стабильности на основании результатов напряженно-деформированных состояния позвонков и металлического каркаса. Формирование костных каналов проводили на фоне стабильного и не измененного груднопоясничного сегмента позвоночного столба, до момента осуществления клиновидной вертебротомии с целью достижения наибольшей точности и корректности их создания. Выполненная клиновидная вертебротомия на вершине несегментированного стержня передних отделов позвоночника создает достаточно выраженную мобильность позвоночно-двигательных сегментов на этом уровне и приводит к изменению позиции соседних интактных позвонков, что, в свою очередь, создавало бы значительные трудности и уменьшало возможность правильного формирования костных каналов для

опорных элементов спинальной системы. После создания костных каналов в тела позвонков устанавливали маркеры и осуществляли рентгенологический контроль позвоночника в двух проекциях (прямой и боковой). Лучевое исследование выполняли с целью оценки правильности и корректности сформированных костных каналов для опорных элементов конструкции. После этого в тела позвонков, расположенных выше и ниже вершины врожденного кифосколиоза, с одной стороны относительно центральной линии остистых отростков устанавливали транспедикулярные винты спинальной системы. В опорные элементы конструкции устанавливали стержень и фиксировали его в положении врожденной деформации груднопоясничного отдела позвоночника. Это являлось очередной особенностью проведения хирургического вмешательства. Такая последовательность манипуляций позволяла сохранить стабильность позвоночно-двигательного сегмента уже после проведенной клиновидной вертебротомии и уменьшала риск развития или усугубления неврологических нарушений. Только после этого приступали к проведению клиновидной вертебротомии на протяжении нарушения сегментации передних отделов тел позвонков с вершиной, обращенной к передней продольной связке, а основанием - к задней опорной колонне позвоночного столба. Особенностью выполнения клиновидной вертебротомии являлась последовательность удаления костных структур на уровне вершины врожденной деформации. Сначала удаляли задние костные структуры (остистый отросток, дуги, основание дуги) на уровне вершины кифосколиоза, тем самым, вскрывая позвоночный канал и визуализируя дуральный мешок. Это позволяло все дальнейшие манипуляции осуществлять под зрительным контролем состояния дурального мешка. После этого со стороны противоположной установленной металлоконструкции через основание дуги позвонка при помощи кусачек Люэра, Керрисонов, костных ложек и конхотомов проводили клиновидную вертебротомию тела вершинного позвонка. Удаляли латеральные, средние и передние отдела на уровне

вершины кифотической деформации, полностью достигая контрлатеральной стороны, сохраняя при этом заднюю кортикальную пластинку на этом уровне, которая являлась передней стенкой позвоночного канала. Такая последовательность удаления костных структур являлась очередной особенностью операции. Кортикальную пластинку со стороны позвоночного канала удаляли в самую последнюю очередь с целью уменьшения объема кровопотери из сосудов дурального мешка. Ее удалению предшествовала полная клиновидная резекция костных структур на протяжении средней и передней колонн позвонка до освобождения передней продольной связки и получения максимальной мобильности на вершине искривления. После выполненной радикальной клиновидной вертебротомии на вершине врожденной деформации устанавливали транспедикулярные опорные элементы металлоконструкции в интактные тела позвонков относительно вершины искривления с другой стороны относительно линии остистых отростков. Стержень изгибали с учетом физиологических сагиттальных изгибов позвоночного столба: кифоза в нижнегрудном отделе позвоночника и лордоза - в поясничном. После этого стержень, изогнутый по физиологическим изгибам, укладывали в опорные элементы спинальной системы и проводили коррекцию кифотического компонента деформации путем непосредственного прямого давления на вершину искривления. Одновременно с этой манипуляцией удаляли стержень с противоположной стороны, относительно линии остистых отростков, который фиксировал врожденное искривление с одной стороны на всем протяжении выполнения клиновидной вертебротомии. Такая последовательность хирургических вмешательств являлась очередной особенностью проведения операции у пациентов с данной патологией. Она позволяла уменьшить риск развития неврологических нарушений за счет исключения нестабильности в зоне вертебротомии. После этого изгибали второй стержень с учетом физиологических сагиттальных изгибов позвоночника и устанавливали его в опорные элементы металлоконструкции взамен удаленного, тем самым

окончательно корригируя врожденный кифотический компонент деформации. Завершали манипуляции осуществлением дистракции по вогнутой стороне и контракции по выпуклой стороне вдоль стержней с опорой на транспедикулярные винты спинальной системы с целью ликвидации сколиотического компонента врожденного искривления. Проведение корригирующих маневров в ходе хирургического вмешательства обеспечивало полноценную коррекцию кифотического и сколиотического компонентов деформации за счет полного смыкания тел позвонков в зоне вертебротомии, которые в последующем участвовали в формировании корпороза, в сочетании с задним локальным спондилодезом вдоль металлоконструкции с транспедикулярными опорными элементами и сегментарной коррекцией. При этом тела выше- и нижележащих интактных позвонков становились в правильное положение. Постановка многоопорной металлоконструкции позволяла полностью исправить врожденную деформацию позвоночника и стабильно сохранить достигнутый результат в анатомически правильной позиции позвоночного столба в процессе дальнейшего роста и развития ребенка, не прибегая к этапным хирургическим вмешательствам (рис. 76 А, Б).

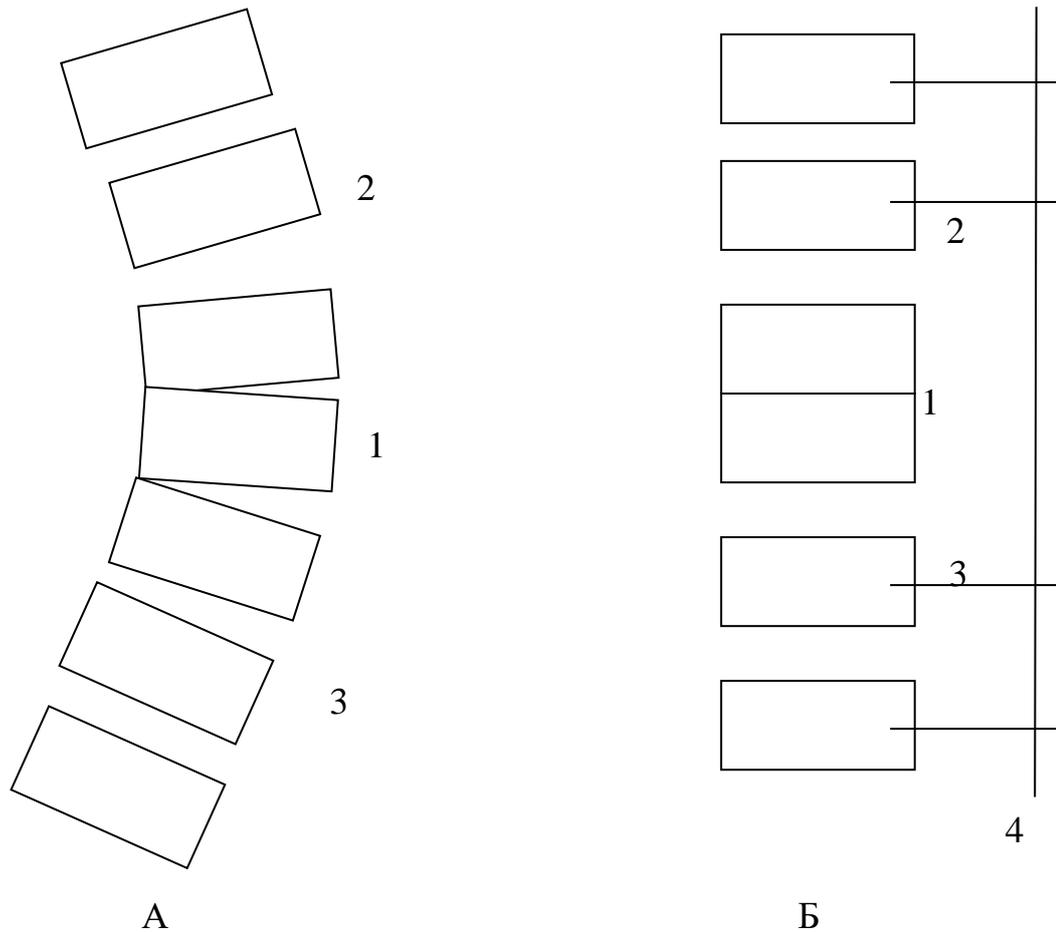


Рисунок 76. Схема боковой проекции врожденного кифосколиоза груднопоясничного отдела позвоночника при нарушении сегментации передних отделов позвонков. А – до операции: 1 - тела заблокированных позвонков, 2 - тело вышележащего позвонка, 3 - тело нижележащего позвонка; Б - после полноценной коррекции деформации: 1 - тела заблокированных позвонков после клиновидной остеотомии, 2 - тело вышележащего позвонка, 3 - тело нижележащего позвонка, 4 - многоопорная металлоконструкция

Во всех случаях была достигнута полноценная коррекция врожденной кифосколиотической деформации позвоночника, стабильная фиксация и отсутствие потери коррекции в ближайшем и отдаленном периоде наблюдения после операции (рис. 77 А, Б; рис. 78 А, Б; рис. 79 А, Б, рис. 80).

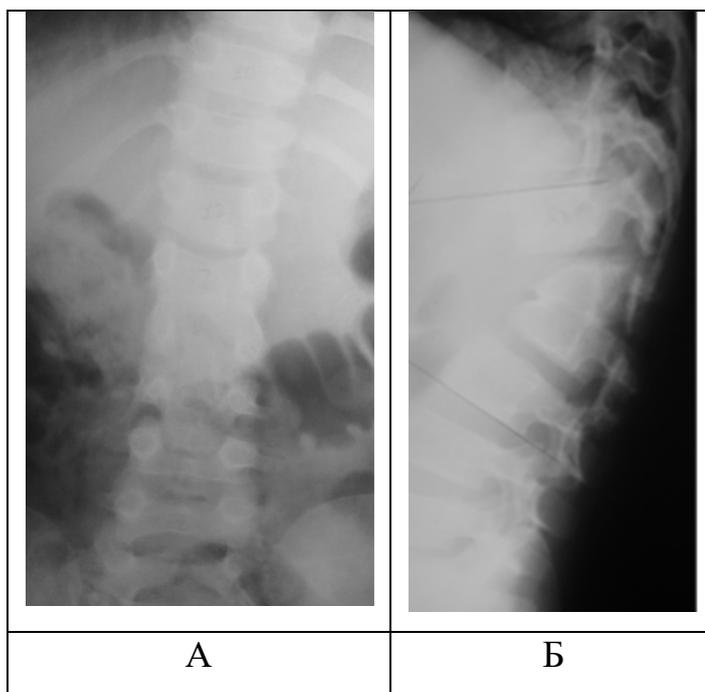


Рисунок 77. Спондилограммы пациента М., 7 лет с врожденным кифосколиозом при нарушении сегментации передних отделов тел L1-L2 позвонков в зоне грудопоясничного перехода до оперативного лечения: А – прямая проекция (угол сколиотической деформации 6° по Cobb); Б – боковая проекция (угол кифотической деформации 72° по Cobb)

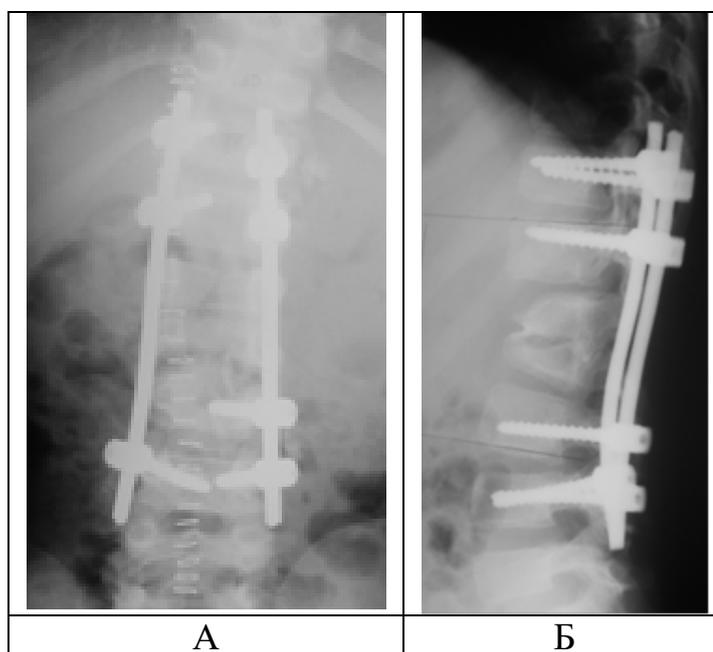


Рисунок 78. Спондилограммы пациента М., 7 лет с врожденным кифосколиозом при нарушении сегментации передних отделов тел L1-L2 позвонков в зоне грудопоясничного перехода после оперативного лечения: А – прямая проекция (угол сколиотической деформации 0° по Cobb); Б – боковая проекция (угол кифотической деформации 6° по Cobb)

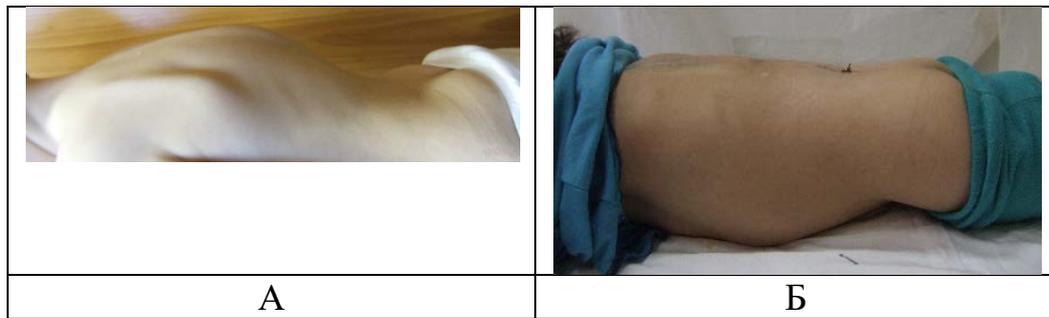


Рисунок 79. Фото - внешний вид пациента с врожденным кифосколиозом грудопоясничного отдела позвоночника при нарушении сегментации передних отделов тел L1-L2 позвонков. А - до операции, Б - после хирургического лечения

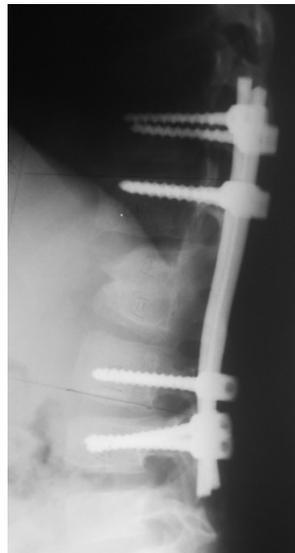


Рисунок 80. Спондилограмма пациента М., 9 лет с врожденным кифосколиозом при нарушении сегментации передних отделов тел L1-L2 позвонков в зоне грудопоясничного перехода через 3 года после оперативного лечения, боковая проекция (остаточный угол кифотической деформации 8° по Cobb)

Положительный эффект данного способа заключался в одномоментной полной коррекции врожденного кифосколиоза при помощи многоопорной транспедикулярной металлоконструкции и обеспечении ее стабильности в процессе роста и развития ребенка, за счет клиновидной вертебротомии в сочетании с задним локальным спондилодезом. Кроме того, использование только одного дорсального доступа уменьшало время хирургического вмешательства и его травматичность. При этом в последующем не требовалось дополнительной коррекции врожденной деформации.

ГЛАВА 5**РЕЗУЛЬТАТЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ И ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ
ДЕТЕЙ С ВРОЖДЕННЫМ КИФОСКОЛИОЗОМ
ГРУДОПОЯСНИЧНОЙ ЛОКАЛИЗАЦИИ**

Проанализированы результаты обследования и хирургического лечения 80 детей с врожденной кифосколиотической деформацией позвоночника груднопоясничной локализации на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков в возрасте от 3 лет 2 месяцев до 17 лет 5 месяцев. Количество мальчиков составило 33 (41 %), девочек – 47 (59%).

5.1. Результаты клинико-неврологического обследования

Временной интервал между выявлением врожденной аномалии развития груднопоясничного перехода позвоночного столба и возраст, в котором проводили хирургическое лечение врожденной деформации позвоночника, варьировал в пределах от 6 месяцев до 10 лет во всех группах исследования и имел сходные характеристики. При уточнении анамнестических данных такой большой разброс объяснялся либо поздней диагностикой, либо попыткой консервативного лечения (корсетотерапия, занятия лечебной гимнастикой, курсы массажа мышц спины, физиотерапевтическое лечение, водные процедуры, мануальная терапия) врожденного искривления позвоночного столба длительное время или же комбинацией этих факторов.

При поступлении в стационар в 100% наблюдений во всех группах пациенты школьного возраста и родители детей дошкольного возраста предъявляли жалобы на наличие выраженной деформации позвоночника в зоне груднопоясничного перехода. Родители пациентов дошкольного возраста в 100% наблюдений отмечали быструю усталость и утомляемость по сравнению со здоровыми сверстниками, после длительного нахождения в положении стоя или сидя. У всех пациентов школьного возраста имело место

наличие болевого синдрома в области спины на вершине кифосколиотического искривления, усиливающиеся после физических и статических нагрузок.

При оценке ортопедического статуса при осмотре пациентов во фронтальной плоскости со стороны спины имела место асимметрия положения надплечий и разная высота стояния углов лопаток. Разница в положении надплечий и углов лопаток составила от 0,5 см до 3,0 см. Асимметрия треугольников талии отмечена у всех пациентов в группах исследования.

Вершина кифосколиотической дуги во всех наблюдениях имела место своей локализацией грудопоясничный переход позвоночника. У всех пациентов в наблюдаемых группах преобладал кифотический компонент деформации позвоночного столба. Сколиотический компонент имел умеренно выраженный характер, проявляясь асимметрией паравертебральных областей в зоне грудопоясничного перехода.

При визуальном осмотре пациента сбоку в 100% наблюдений у пациентов всех 4 групп отмечен локальный патологический кифоз зоны грудопоясничного перехода, приводящий к нарушению физиологического сагиттального профиля позвоночника: уплощению верхнегрудного отдела позвоночника и гиперкифозированию нижнегрудного отдела позвоночника, а также гиперлордозированию поясничного отдела позвоночника. При оценке объема активных движений и мобильности позвоночника деформация во всех случаях носила ригидный характер.

Абсолютная длина верхних конечностей у всех пациентов была одинаковой. Относительное укорочение одной нижней конечности в пределах от 1,5 см до 2,5 см, приводящее к перекосу таза было выявлено у 12 пациентов (в I группе – 4, во II группе – 3, в III группе – 3 и IV группа – 2 ребенка). При пальпации паравертебральных областей отмечалось напряжение паравертебральных мышц поясничного отдела позвоночника.

При оценке неврологического статуса из 80 пациентов, составляющих 4 исследуемые группы, у 9 детей отмечены явления нижнего парапареза и нарушение функции тазовых органов (табл. 4).

Таблица 4

Распределение пациентов по степени выраженности двигательных нарушений в нижних конечностях и нарушения функции тазовых органов в исследуемых группах (n=80)

Группа	Нижний парапарез (шкала British Medical Research Council, 1986)					Нарушение функций тазовых органов (опросник JOA)		
	M0	M1	M2	M3	M4	1 балл	2 балла	3 балла
I	1	1	1	1	-	1	3	-
II	-	-	1	1	-	1	1	-
III	-	-	-	1	1	-	1	1
IV	-	-	-	1	-	-	1	-
Всего	1	1	2	4	1	2	6	1

На основании данных таблицы 4 в I группе исследования неврологические нарушения в виде нижнего парапареза и НФТО отмечены у 4 пациентов, во II группе – у 2 детей, в III группе – у 2 больных, в IV группе – у 1 пациента.

Таким образом, результаты клинических и неврологических исследований показали их идентичность и однородность во всех четырех группах исследуемых пациентов, что позволило проводить сравнительный анализ изучаемых показателей в ходе диссертационной работы.

5.2. Результаты лучевых исследований до операции

Распределение в зависимости от вида врожденного порока развития позвоночника у пациентов в I (n=20) и II (n=20) группах было следующим: нарушение формирования (задний клиновидный позвонок) – 16 наблюдений

(75%), нарушение слияния (асимметричные бабочковидные позвонки) - 4 (25%) случая для I и II групп, соответственно. Локализация аномальных позвонков представлена в таблице 5.

Таблица 5

Распределение аномальных позвонков по локализации в I и II группах
(n=40)

Уровень	Задний клиновидный позвонок		Асимметричный бабочковидный позвонок	
	Группа I	Группа II	Группа I	Группа II
Th10	1	1	0	0
Th11	3	4	1	1
Th12	6	5	1	1
Th13	2	2	1	0
L1	3	2	1	1
L2	1	2	0	1
Всего	16	16	4	4

Зона локализации врожденной кифосколиотической деформации, обусловленной нарушением сегментации позвонков в III (n=20) и IV (n=20) группах, была сходной, в пределах от Th10 до L2 позвонка.

Распределение в зависимости от протяженности несегментированного блока переднебоковых поверхностей тел позвонков было следующим:

- III группа - в 2 случаях (10%) - 2 позвонка, в 14 (70%) наблюдений – 3 позвонка, в 4 (20%) случаях – 4 позвонка;

- IV группа - в 3 случаях (15%) - 2 позвонка, в 14 (70%) наблюдений – 3 позвонка, в 3 (15%) случаях – 4 позвонка.

Таким образом, распределение по виду и локализации порока развития в основных и контрольных группах также было идентичным.

В группу I (n=20) вошли пациенты с нарушением формирования и слияния позвонков. У всех пациентов данной группы объем хирургического вмешательства включал в себя удаление аномального позвонка, переднюю реконструкцию позвоночника в сочетании с корпородезом Pyramesh и коррекцию деформации позвоночника многоопорной транспедикулярной системой только из дорсального доступа. Исходный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника по данным спондилографии составил от 32° до 112° (среднее значение $52,3^{\circ} \pm 21,1^{\circ}$). Исходный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 13° до 57° (среднее значение $31,2^{\circ} \pm 11,0^{\circ}$). Относительная величина стеноза позвоночного канала по данным МСКТ-исследования позвоночника до операции составила от 12% до 50% (среднее значение $29,8\% \pm 12,3\%$).

В группе II (n=20) пациентам с нарушением формирования и слияния позвонков хирургическое лечение выполняли в объеме удаления аномального позвонка, передней реконструкции позвоночника в сочетании с корпородезом костным ауто трансплантатом из переднебокового доступа. Коррекцию деформации позвоночника осуществляли многоопорной металлоконструкцией в сочетании с задним локальным спондилодезом из дорсального подхода. Исходный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника по данным спондилографии составил от 30° до 110° (среднее значение $50,3^{\circ} \pm 21,1^{\circ}$). Исходный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 11° до 55° (среднее значение $29,2^{\circ} \pm 11,0^{\circ}$). Относительная величина стеноза позвоночного канала по данным МСКТ-исследования позвоночника до операции составила от 14% до 44% (среднее значение $29,9\% \pm 9,5\%$).

Группу III (n=20) составили пациенты с нарушением сегментации позвонков. У всех пациентов данной группы объем хирургического вмешательства включал в себя клиновидную остеотомию, частичную

резекцию средней колонны позвонков на вершине деформации и коррекцию деформации позвоночника многоопорной транспедикулярной системой только из дорсального доступа. Исходный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника по данным спондилографии составил от 28° до 70° (среднее значение $51,1^{\circ} \pm 11,3^{\circ}$). Исходный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 10° до 32° (среднее значение $16,9^{\circ} \pm 5,9^{\circ}$). Относительная величина стеноза позвоночного канала по данным МСКТ-исследования позвоночника до операции составила от 8% до 45% (среднее значение $25,6\% \pm 10,3\%$).

В группе IV (n=20) пациентам с нарушением сегментации позвонков хирургическое лечение выполняли в объеме полисегментарной дискэктомии, остеотомии в зоне блока из переднебокового доступа. Коррекцию врожденной деформации позвоночника осуществляли многоопорной металлоконструкцией в сочетании с задним локальным спондилодезом вдоль спинальной системы из дорсального подхода. Исходный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника по данным спондилографии составил от 27° до 69° (среднее значение $50,6^{\circ} \pm 11,2^{\circ}$). Исходный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 8° до 30° (среднее значение $14,9^{\circ} \pm 5,9^{\circ}$). Относительная величина стеноза позвоночного канала по данным МСКТ-исследования позвоночника до операции составила от 10% до 46% (среднее значение $27,2\% \pm 12,0\%$).

5.3. Магнитно-резонансная томография

Всем пациентам во всех 4-х группах была проведена магнитно-резонансная томография. В результате обследования у всех пациентов отмечено наличие стеноза позвоночного канала на вершине врожденной кифосколиотической деформации позвоночника, приводящее к деформации ликворных пространств, нарушению ликвородинамики, компрессии

дурального мешка, спинного мозга и его элементов. Конус спинного мозга располагался на уровне от Th12 до L2 позвонка, признаков фиксации (утолщение/липома терминальной нити, диастематомиелия) не определялось. Спинной мозг был смещен к вентральным отделам дурального мешка соответственно дуге кифосколиоза, распластан на вершине деформации. При выраженных степенях стеноза отмечались участки патологически измененного сигнала в веществе спинного мозга. В пяти наблюдениях отмечено расширение центрального канала спинного мозга, не требующее проведение этапа нейрохирургической коррекции.

Относительная величина стеноза твердой оболочки спинного мозга составила от 10 до 60% (в среднем - 31%) и имела сильную прямую корреляционную связь ($r=0,85$) с относительной величиной стеноза позвоночного канала, определяемого по данным МСКТ позвоночника.

Таким образом, МРТ исследование являлось дополнительным методом исследования, подтверждающим наличие вертебро-медуллярного конфликта, требующего проведения мероприятий, направленных на выполнение полноценной декомпрессии содержимого позвоночного канала и устранения его стеноза.

5.4. Характеристика результатов хирургической коррекции врожденной деформации позвоночника в группах исследования

По данным проведенного лучевого исследования, включающего в себя спондилографию и мультиспиральную компьютерную томографию позвоночника, получены следующие результаты хирургического лечения в исследуемых четырех группах.

В первой группе после оперативного вмешательства остаточный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 0° до 20° (среднее значение $6,8^{\circ} \pm 6,0^{\circ}$); процент коррекции составил $88,0\% \pm 9,4\%$. Остаточный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника

составил от 0° до 10° (среднее значение $2,8^{\circ} \pm 2,8^{\circ}$); процент коррекции составил $91,5\% \pm 9,0\%$.

По данным МСКТ-исследования позвоночника после хирургического вмешательства во всех случаях происходило восстановление правильной конфигурации и анатомии позвоночного канала. Относительная величина стеноза позвоночного канала после операции составила от 0% до 14% (среднее значение $6,9\% \pm 4,1\%$). У всех пациентов данной группы отмечалось корректное и стабильное положение элементов многоопорной транспедикулярной системы и протеза тела позвонка Pyramesh. Через 2 года после операции в 100% наблюдений формировался полноценный костно-титановый блок в зоне стояния протеза тела позвонка Pyramesh.

Протяженность металлоконструкции составила $4,6 \pm 0,9$ позвонков. Тип металлоконструкции – в 20 (100%) наблюдениях транспедикулярная фиксация (табл. 6).

Таблица 6

Основные описательные статистические данные для показателей первой группы

Показатели	До операции	После операции	Через 1 год	Через 3 года
Угол локального кифотического компонента, $^{\circ}$	$52,3 \pm 21,1$	$6,8 \pm 6,0$	$8,9 \pm 5,6$	$9,3 \pm 5,9$
Коррекция локального кифотического компонента, %	-	$88,0 \pm 9,4$	$83,2 \pm 8,8$	$82,5 \pm 9,8$
Угол локального сколиотического компонента, $^{\circ}$	$31,2 \pm 11,0$	$2,8 \pm 2,8$	$3,8 \pm 3,2$	$4,3 \pm 3,0$
Коррекция локального сколиотического	-	$91,5 \pm 9,0$	$88,1 \pm 10,2$	$86,6 \pm 9,6$

компонента, %				
Стеноз позвоночного канала, %	$29,8 \pm 12,3$	$6,9 \pm 4,1$	-	-
Протяженность металлоконструкции, позвонки	-	$4,6 \pm 0,9$	-	-
Тип металлоконструкции	Транспедикулярная – 100%		-	-

Через 12 месяцев после оперативного лечения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 2° до 21° (среднее значение $8,9^{\circ} \pm 5,6^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 0° до 12° (среднее значение $3,8^{\circ} \pm 3,2^{\circ}$). Через 3 года наблюдения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 2° до 21° (среднее значение $9,3^{\circ} \pm 5,9^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 0° до 12° (среднее значение $4,3^{\circ} \pm 3,0^{\circ}$).

Представлены гистограммы распределения величин угла локального кифотического и сколиотического компонентов врожденной деформации позвоночника среди больных первой группы до и после операции (рис. 81).

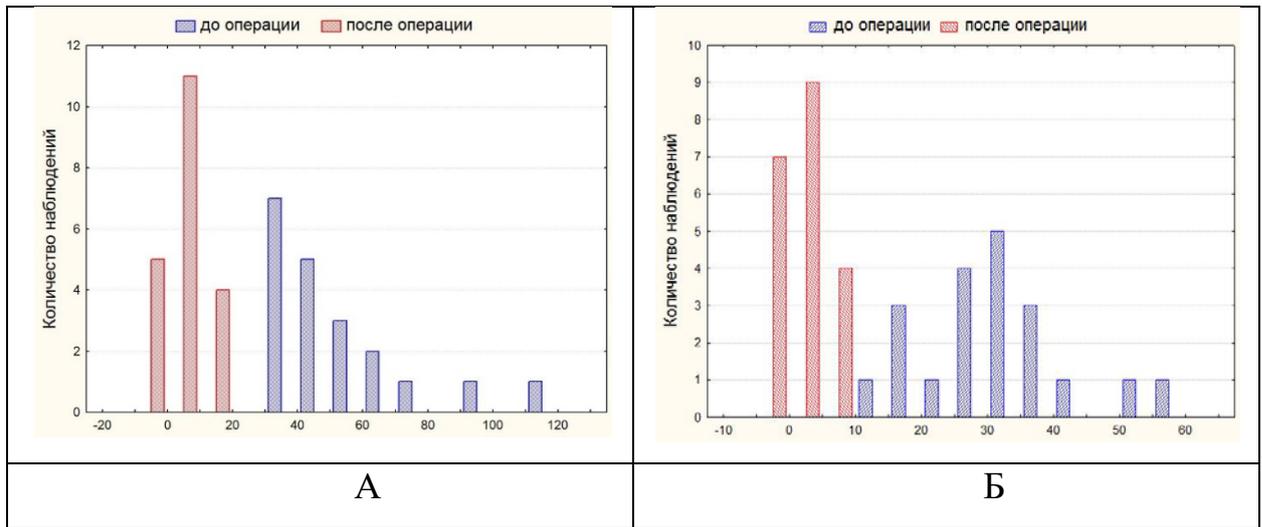


Рисунок 81. Гистограммы распределения величин угла локального кифотического (А) и сколиотического (Б) компонентов врожденной деформации позвоночника в первой группе до и после операции

Во второй группе после оперативного вмешательства остаточный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 2° до 58° (среднее значение $15,9^{\circ} \pm 16,1^{\circ}$); процент коррекции составил $73,0\% \pm 16,4\%$. Остаточный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 0° до 14° (среднее значение $6,0^{\circ} \pm 4,6^{\circ}$); процент коррекции составил $80,8\% \pm 11,7\%$.

По данным МСКТ-исследования позвоночника после хирургического вмешательства относительная величина стеноза позвоночного канала составила от 4% до 34% (среднее значение $19,9\% \pm 9,5\%$). Через 2 года после операции в 5 (20%) наблюдениях отмечалось лизирование костного аутотрансплантата, установленного из переднебокового доступа для передней реконструкции позвоночника и создания корпородеза в зоне удаленного аномального позвонка, что привело к развитию псевдоартроза. У 7 (35%) пациентов данной группы на протяжении периода наблюдения отмечалась дестабилизация металлоконструкции, потребовавшая проведение этапных хирургических вмешательств, направленных на восстановление

стабильности спинального импланта и создания полноценного циркулярного костного блока из дорсального доступа.

Протяженность металлоконструкции составила $5,5 \pm 1,5$ позвонков. Тип металлоконструкции – в 6 (30%) наблюдений - транспедикулярная фиксация, гибридная и ламинарная фиксация – по 7 (35%) наблюдений (табл. 7).

Через 12 месяцев после оперативного лечения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 5° до 61° (среднее значение $19,1 \pm 16,3^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 2° до 21° (среднее значение $8,2 \pm 5,6^{\circ}$). Через 3 года наблюдения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 9° до 62° (среднее значение $22,2 \pm 15,5^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 2° до 19° (среднее значение $9,8 \pm 5,3^{\circ}$).

Таблица 7

Основные описательные статистические данные для показателей второй группы

Показатели	До операции	После операции	Через 1 год	Через 3 года
Угол локального кифотического компонента, $^{\circ}$	$50,3 \pm 21,1$	$15,9 \pm 16,1$	$19,1 \pm 16,3$	$22,2 \pm 15,5$
Коррекция локального кифотического компонента, %	-	$73,0 \pm 16,4$	$66,1 \pm 15,5$	$58,0 \pm 18,3$
Угол локального сколиотического компонента, $^{\circ}$	$29,2 \pm 11,0$	$6,0 \pm 4,6$	$8,2 \pm 5,6$	$9,8 \pm 5,3$
Коррекция локального сколиотического компонента, %	-	$80,8 \pm 11,7$	$72,9 \pm 13,4$	$64,8 \pm 22,4$

Стеноз позвоночного канала, %	29,9 ± 9,5	19,9% ± 9,5	-	-
Протяженность металлоконструкции, позвонки	-	5,5 ± 1,5	-	-
Тип металлоконструкции	Транспедикулярная - 6 (30%) Гибридная - 7 (35%) Ламинарная – 7 (35%)		-	-

Представлены гистограммы распределения величин угла локального кифотического и сколиотического компонентов врожденной деформации позвоночника среди больных второй группы до и после операции (рис. 82).

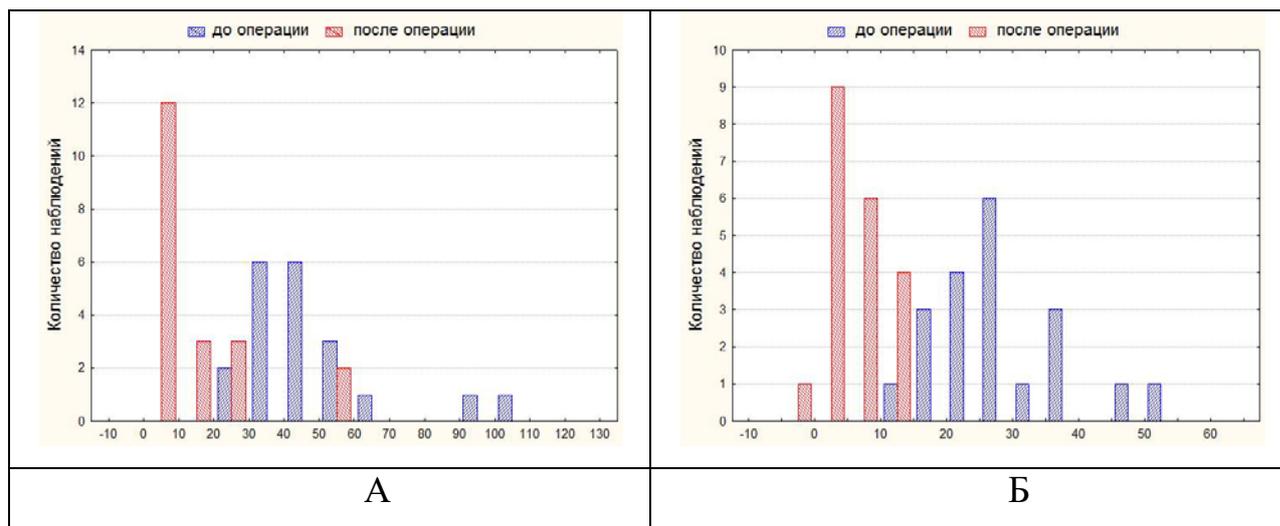


Рисунок 82. Гистограммы распределения величин угла локального кифотического (А) и сколиотического (Б) компонентов врожденной деформации позвоночника во второй группе до и после операции

В третьей группе после оперативного вмешательства остаточный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 0° до 20° (среднее значение $9,4^{\circ} \pm 6,6^{\circ}$); процент коррекции составил $82,6\% \pm 11,6\%$. Остаточный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника

составил от 0° до 4° (среднее значение $0,6^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$); процент коррекции составил $97,0\% \pm 5,6\%$.

По данным МСКТ-исследования позвоночника после хирургического вмешательства во всех случаях происходило восстановление правильной конфигурации и анатомии позвоночного канала. Относительная величина стеноза позвоночного канала после операции составила от 0% до 18% (среднее значение $7,7\% \pm 5,2\%$). У всех пациентов данной группы отмечалось корректное и стабильное положение элементов многоопорной транспедикулярной системы. Через 2 года после операции в 100% наблюдений формировался полноценный костный блок в зоне клиновидной остеотомии и частичной резекции средней колонны на вершине деформации.

Протяженность металлоконструкции составила $4,8 \pm 0,9$ позвонков. Тип металлоконструкции – в 20 (100%) наблюдений транспедикулярная фиксация (табл. 8).

Через 12 месяцев после оперативного лечения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 2° до 22° (среднее значение $9,3^{\circ} \pm 6,0^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 0° до 4° (среднее значение $1,4^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$). Через 3 года наблюдения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 3° до 20° (среднее значение $9,8^{\circ} \pm 5,5^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 0° до 8° (среднее значение $1,9^{\circ} \pm 1,9^{\circ}$).

Основные описательные статистические данные для показателей третьей группы

Показатели	До операции	После операции	Через 1 год	Через 3 года
Угол локального кифотического компонента, °	51,1±11,3	9,4±6,6	9,3±6,0	9,8±5,5
Коррекция локального кифотического компонента, %	-	82,6±11,6	81,4±12,9	80,1±11,9
Угол локального сколиотического компонента, °	16,9±5,9	0,6±1,1	1,4±1,2	1,9±1,9
Коррекция локального сколиотического компонента, %	-	97,0±5,6	92,5±5,5	90,1±7,3
Стеноз позвоночного канала, %	25,6 ±10,3	7,7± 5,2	-	-
Протяженность металлоконструкции, позвонки	-	4,8±0,9	-	-
Тип металлоконструкции	Транспедикулярная – 100%		-	-

Представлены гистограммы распределения величин угла локального кифотического и сколиотического компонентов врожденной деформации позвоночника среди больных 3 группы до и после операции (рис. 83).

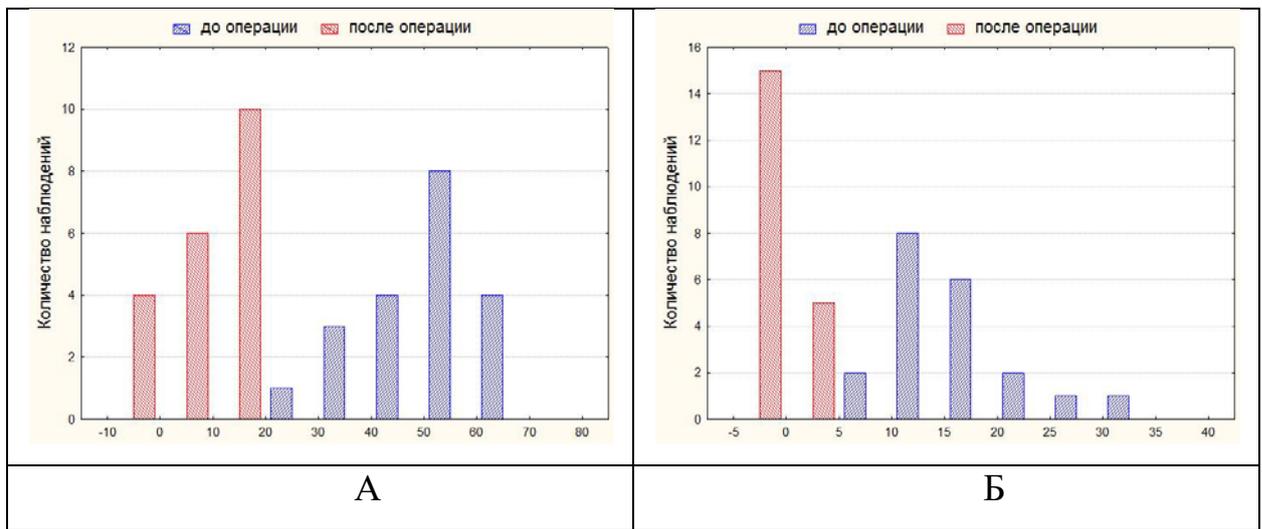


Рисунок 83. Гистограммы распределения величин угла локального кифотического (А) и сколиотического (Б) компонентов врожденной деформации позвоночника в третьей группе до и после операции

В четвертой группе после оперативного вмешательства остаточный угол локального кифотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 0° до 46° (среднее значение $20,2^{\circ} \pm 14,1^{\circ}$); процент коррекции составил $63,0\% \pm 22,9\%$. Остаточный угол локального сколиотического компонента врожденной деформации позвоночника составил от 2° до 20° (среднее значение $8,4^{\circ} \pm 4,4^{\circ}$); процент коррекции составил $44,9\% \pm 15,8\%$.

По данным МСКТ-исследования позвоночника после хирургического вмешательства относительная величина стеноза позвоночного канала составила от 0% до 36% (среднее значение $17,2\% \pm 12,0\%$). У 5 (20%) пациентов данной группы на протяжении периода наблюдения отмечалась дестабилизация металлоконструкции, смещение ламинарных опорных элементов, потребовавшие проведение этапных хирургических вмешательств, направленных на восстановление стабильности спинального имплантата и создания полноценного циркулярного костного блока из дорсального доступа.

Протяженность металлоконструкции составила $6,3 \pm 1,1$ позвонков. Тип металлоконструкции – в 4 (20%) наблюдений - транспедикулярная фиксация,

гибридная – 10 (50%) и ламинарная фиксация – 6 (30%) наблюдений (табл. 9).

Через 12 месяцев после оперативного лечения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 3° до 51° (среднее значение $24,9^{\circ} \pm 14,1^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 3° до 20° (среднее значение $9,4^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$). Через 3 года наблюдения остаточный угол локального кифотического компонента составил от 11° до 56° (среднее значение $29,3^{\circ} \pm 12,5^{\circ}$). Остаточный угол локального сколиотического компонента составил от 3° до 24° (среднее значение $9,6^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$).

Таблица 9

Основные описательные статистические данные для показателей четвертой группы

Показатели	До операции	После операции	Через 1 год	Через 3 года
Угол локального кифотического компонента, $^{\circ}$	50,6 \pm 11,2	20,2 \pm 14,1	24,9 \pm 14,1	29,3 \pm 12,5
Коррекция локального кифотического компонента, %	-	63,0 \pm 22,9	53,3 \pm 21,5	43,3 \pm 17,4
Угол локального сколиотического компонента, $^{\circ}$	14,9 \pm 5,9	8,4 \pm 4,4	9,4 \pm 4,5	9,6 \pm 5,1
Коррекция локального сколиотического компонента, %	-	44,9 \pm 15,8	37,3 \pm 15,9	36,6 \pm 16,4
Стеноз позвоночного канала, %	27,2 \pm 12,0	17,2 \pm 12,0	-	-

Протяженность металлоконструкции, позвонки	-	6,3±1,1	-	-
Тип металлоконструкции	Транспедикулярная - 4 (20%) Гибридная - 10 (50%) Ламинарная – 6 (30%)		-	-

Представлены гистограммы распределения величин угла локального кифотического и сколиотического компонентов врожденной деформации позвоночника среди больных 4 группы до и после операции (рис. 84).

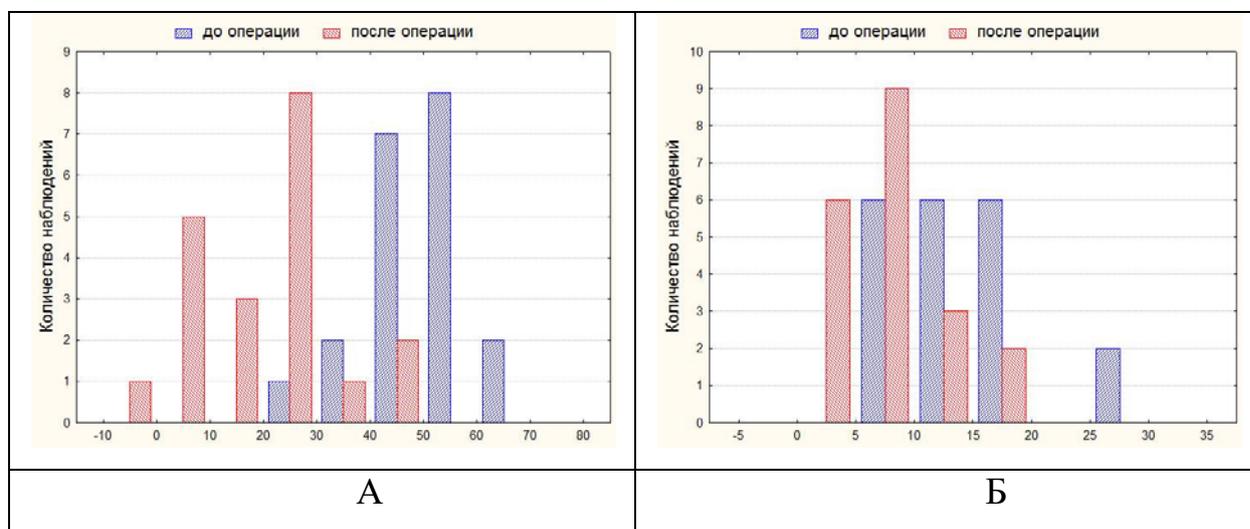


Рисунок 84. Гистограммы распределения величин угла локального кифотического (А) и сколиотического (Б) компонентов врожденной деформации позвоночника в четвертой группе до и после операции

5.5. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с нарушением формирования и слияния позвонков

В группе I и II проведен сравнительный анализ результатов хирургического лечения следующих показателей: угол локального кифотического и сколиотического компонентов деформации позвоночника, относительный стеноз позвоночного канала, протяженность металлоконструкции. Для сравнения групп применялись непараметрические критерии Вилкоксона и Манна-Уитни. Данные проведенного сравнительного

статистического анализа показателей первой и второй групп представлены в таблице 10.

Таблица 10

Статистические данные сравнительного анализа результатов хирургического лечения для показателей первой и второй групп

Показатели	Группа 1	Группа 2
Угол локального кифотического компонента до операции, °	52,3±21,1	50,3±21,1
Угол локального кифотического компонента после операции, °	6,8±6,0 <	15,9±16,1 <, *
Угол локального кифотического компонента через 3 года, °	9,3±5,9	22,2±15,5 >, *
Угол локального сколиотического компонента до операции, °	31,2±11,0	29,2±11,0
Угол локального сколиотического компонента после операции, °	2,8±2,8 <	6,0±4,6 <, *
Угол локального сколиотического компонента через 3 года, °	4,3±3,0	9,8±5,3 *
Стеноз позвоночного канала до операции, %	29,8 ± 12,3	29,9 ± 9,5
Стеноз позвоночного канала после операции, %	6,9 ± 4,1 <	19,9%± 9,5 <, *
Протяженность металлоконструкции, позвонки	4,6±0,9	5,5±1,5 *

Примечание: < - статистически значимое ($p < 0,05$) внутригрупповое различие между до и послеоперационными показателями (уменьшение); > - статистически значимое ($p < 0,05$) внутригрупповое различие между послеоперационными и отдаленными (через 3 года) показателями (увеличение); * - статистически значимое ($p < 0,05$) межгрупповое различие между показателями.

При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе I, так и в группе II отмечено статистически значимое ($p < 0,05$)

уменьшение значений угла локального кифотического ($52,3 \pm 21,1$ versus $6,8 \pm 6,0$ и $50,3 \pm 21,1$ versus $15,9 \pm 16,1$, соответственно) и сколиотического ($31,2 \pm 11,0$ versus $2,8 \pm 2,8$ и $29,2 \pm 11,0$ versus $6,0 \pm 4,6$, соответственно) компонентов деформации после операции по отношению к дооперационным значениям, что свидетельствует о наличии коррекции в обеих группах. При проведении статистического анализа между значениями угла локального кифотического компонента после операции и через 3 года в группе I различий не выявлено ($6,8 \pm 6,0$ versus $9,3 \pm 5,9$), во II группе различие было статистически значимо и составило $15,9 \pm 16,1$ versus $22,2 \pm 15,5$, что свидетельствует о сохранении коррекции в отдаленном периоде наблюдения у пациентов I группы и её потери у пациентов II группы. Для значений углов локального сколиотического компонента после операции и через 3 года в I и II группах различий не выявлено.

При проведении сравнительного межгруппового анализа различий между значениями углов локального кифотического и сколиотического компонентов деформации до операции не выявлено ($52,3 \pm 21,1$ versus $50,3 \pm 21,1$ и $31,2 \pm 11,0$ versus $29,2 \pm 11,0$, соответственно). Для значений углов локального кифотического и сколиотического компонентов после операции и через 3 года различия были статистически значимы ($p < 0,05$), что означает большую величину коррекции врожденной деформации позвоночника у детей I группы в сравнении со II контрольной группой.

Эти различия подтверждаются данными визуального анализа диаграммы Тьюки «ящики с усами» (рис. 85, 86).

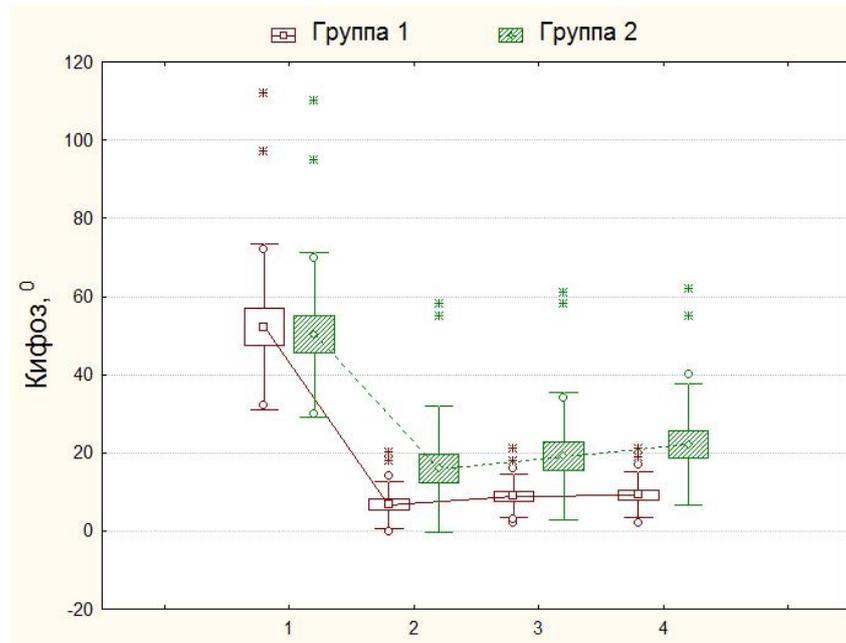


Рисунок 85. Совместная диаграмма динамики показателей угла локального кифотического компонента деформации позвоночника в 1 и 2 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции, 3 – через 1 год, 4 – через 3 года после операции

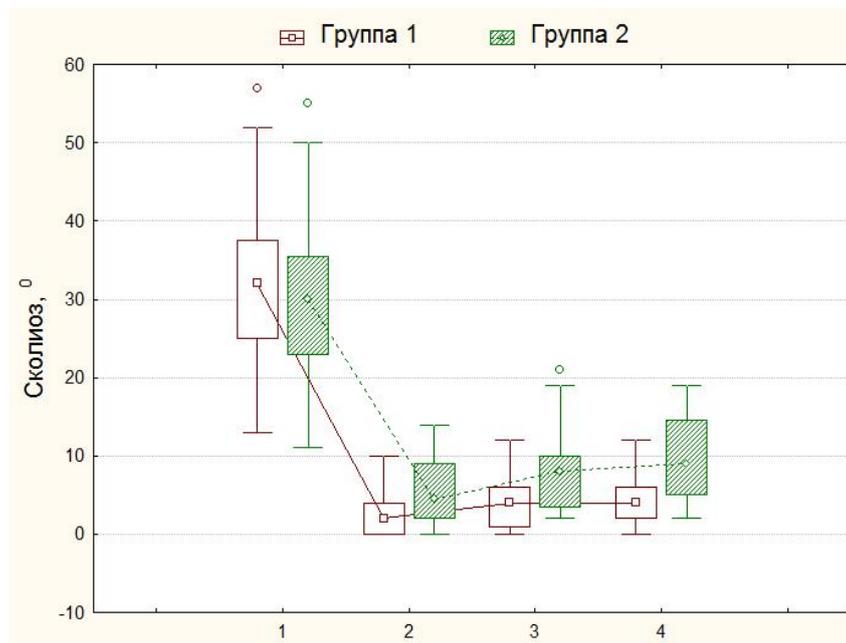


Рисунок 86. Совместная диаграмма динамики показателей угла локального сколиотического компонента деформации позвоночника в 1 и 2 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции, 3 – через 1 год, 4 – через 3 года после операции

Сравнительный анализ значений относительного стеноза позвоночного канала до операции между группами различий не выявил ($29,8 \pm 12,3$ versus $29,9 \pm 9,5$), что говорит об однородности исходных значений данного показателя в обеих группах. При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе I, так и в группе II отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений стеноза позвоночного канала ($29,8 \pm 12,3$ versus $6,9 \pm 4,1$ и $29,9 \pm 9,5$ versus $19,9\% \pm 9,5$, соответственно), что свидетельствует о наличии коррекции в обеих группах. Однако величина коррекции была статистически достоверно ($p < 0,05$) большей в I группе, что подтверждается данными визуального анализа совместной диаграммы Тьюки «ящички с усами» (рис. 87).

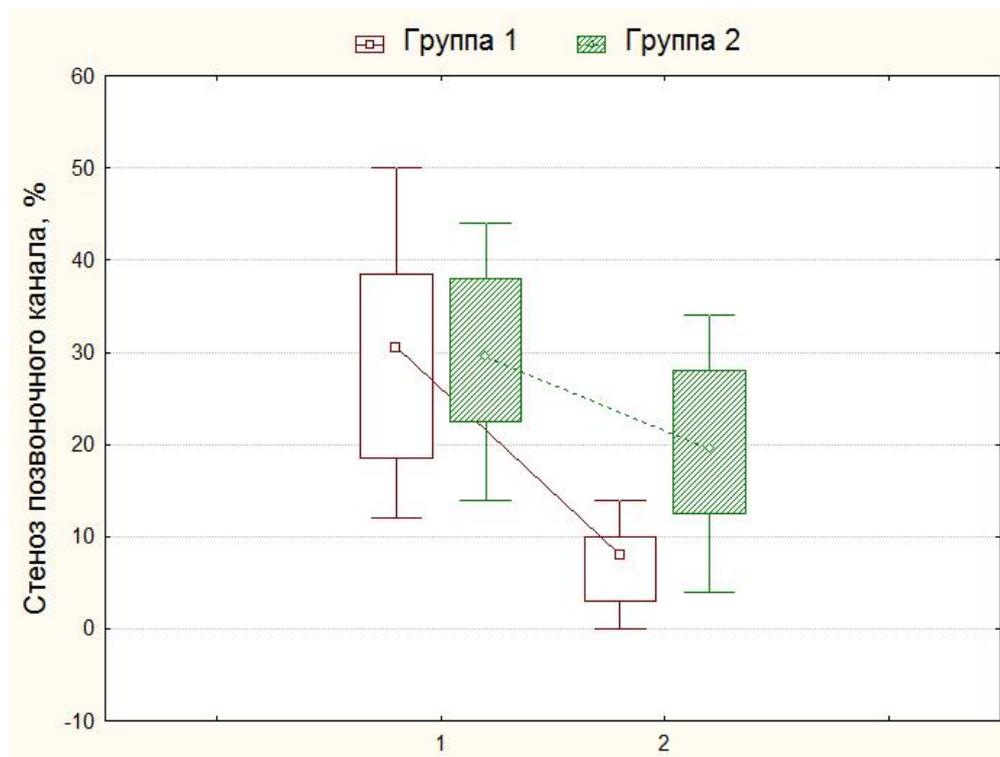


Рисунок 87. Совместная диаграмма динамики относительного стеноза позвоночного канала в 1 и 2 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции

Протяженность металлоконструкции у пациентов I группы была статистически значима ($p < 0,05$) меньше по сравнению со II группой ($4,6 \pm 0,9$ versus $5,5 \pm 1,5$ позвонков).

5.6. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения пациентов с нарушением сегментации позвонков

В группе III и IV также проведен сравнительный анализ результатов хирургического лечения следующих показателей: угол локального кифотического и сколиотического компонентов деформации позвоночника, относительный стеноз позвоночного канала, протяженность металлоконструкции. Для сравнения групп применялись непараметрические критерии Вилкоксона и Манна-Уитни. Данные проведенного сравнительного статистического анализа показателей третьей и четвертой групп представлены в таблице 11.

Таблица 11

Статистические данные сравнительного анализа результатов хирургического лечения для показателей третьей и четвертой групп

	Группа 3	Группа 4
Угол локального кифотического компонента до операции, °	$51,1 \pm 11,3$	$50,6 \pm 11,2$
Угол локального кифотического компонента после операции, °	$9,4 \pm 6,6$ <	$20,2 \pm 14,1$ <, *
Угол локального кифотического компонента через 3 года, °	$9,8 \pm 5,5$	$29,3 \pm 12,5$ >, *
Угол локального сколиотического компонента до операции, °	$16,9 \pm 5,9$	$14,9 \pm 5,9$
Угол локального сколиотического компонента после операции, °	$0,6 \pm 1,1$ <	$8,4 \pm 4,4$ <, *
Угол локального сколиотического компонента	$1,9 \pm 1,9$	$9,6 \pm 5,1$

через 3 года, ⁰		*
Стеноз позвоночного канала до операции, %	25,6 ±10,3	27,2 ±12,0
Стеноз позвоночного канала после операции, %	7,7 ± 5,2 <	17,2 ± 12,0 <, *
Протяженность металлоконструкции, позвонки	4,8±0,9	6,3±1,1 *

Примечание: < - статистически значимое ($p < 0,05$) внутригрупповое различие между до и послеоперационными показателями (уменьшение);

> - статистически значимое ($p < 0,05$) внутригрупповое различие между послеоперационными и отдаленными (через 3 года) показателями (увеличение); * - статистически значимое ($p < 0,05$) межгрупповое различие между показателями.

При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе III, так и в группе IV отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений угла локального кифотического ($51,1 \pm 11,3$ versus $9,4 \pm 6,6$ и $50,6 \pm 11,2$ versus $20,2 \pm 14,1$, соответственно) и сколиотического ($16,9 \pm 5,9$ versus $0,6 \pm 1,1$ и $14,9 \pm 5,9$ versus $8,4 \pm 4,4$, соответственно) компонентов деформации после операции по отношению к дооперационным значениям, что свидетельствует о наличии коррекции в обеих группах. При проведении статистического анализа между значениями угла локального кифотического компонента после операции и через 3 года в группе III различий не выявлено ($9,4 \pm 6,6$ versus $9,8 \pm 5,5$), в IV группе различие было статистически значимо и составило $20,2 \pm 14,1$ versus $29,3 \pm 12,5$, что свидетельствует о сохранении коррекции в отдаленном периоде наблюдения у пациентов III группы и её потери у пациентов IV группы. Для значений углов локального сколиотического компонента после операции и через 3 года в III и IV группах различий не выявлено.

При проведении сравнительного межгруппового анализа различий между значениями углов локального кифотического и сколиотического компонентов деформации до операции не выявлено ($51,1 \pm 11,3$ versus $50,6 \pm 11,2$ и $16,9 \pm 5,9$ versus $14,9 \pm 5,9$, соответственно). Для значений углов

локального кифотического и сколиотического компонентов после операции и через 3 года различия были статистически значимы ($p < 0,05$), что означает большую величину коррекции врожденной деформации позвоночника у детей III группы в сравнении с IV группой.

Эти различия подтверждаются данными визуального анализа диаграмм Тьюки «ящики с усами» (рис. 88, 89).

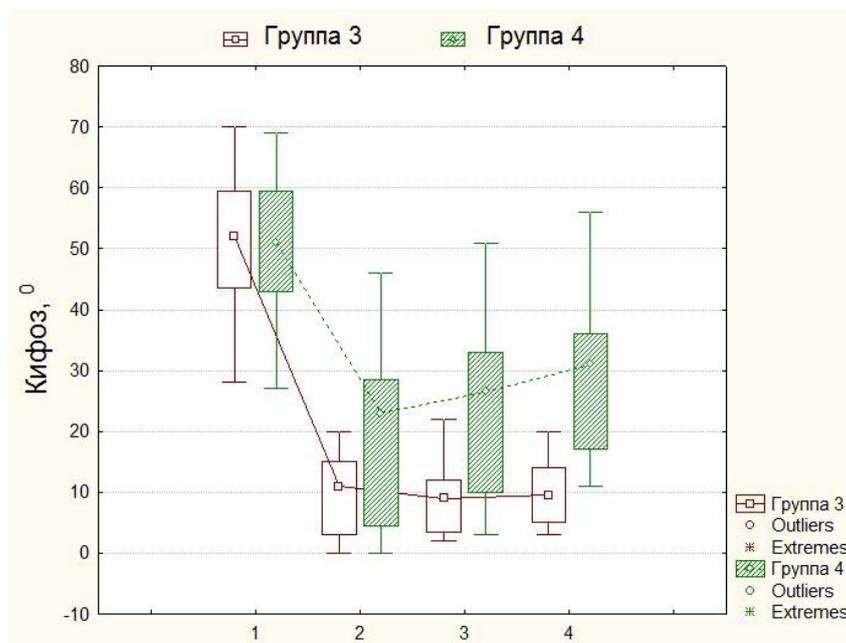


Рисунок 88. Совместная диаграмма динамики показателей угла локального кифотического компонента деформации позвоночника в 3 и 4 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции, 3 – через 1 год, 4 – через 3 года после операции

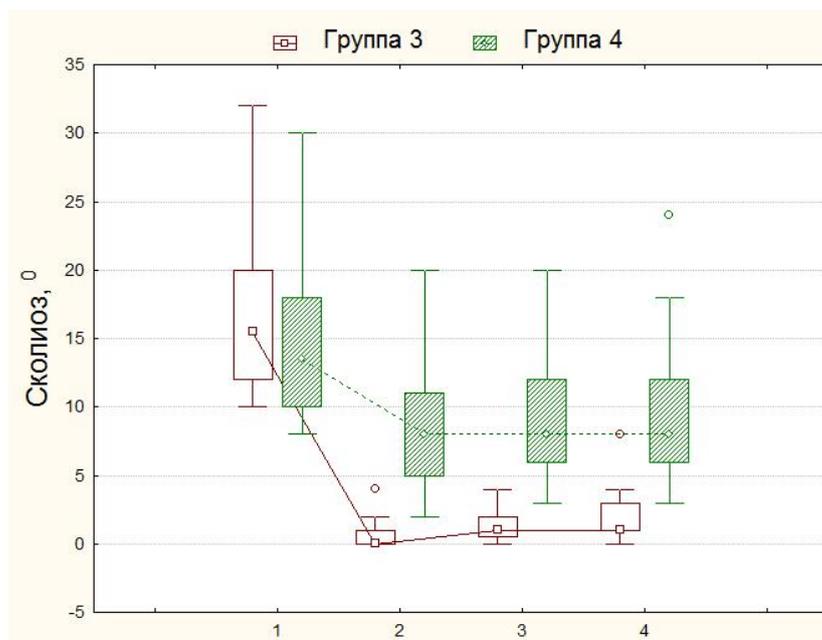


Рисунок 89. Совместная диаграмма динамики показателей угла локального сколиотического компонента деформации позвоночника в 3 и 4 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции, 3 – через 1 год, 4 – через 3 года после операции

Сравнительный анализ значений относительного стеноза позвоночного канала до операции между группами различий не выявил ($25,6 \pm 10,3$ versus $27,2 \pm 12,0$), что говорит об однородности исходных значений данного показателя в обеих группах. При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе III, так и в группе IV отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений стеноза позвоночного канала ($25,6 \pm 10,3$ versus $7,7 \pm 5,2$ и $27,2 \pm 12,0$ versus $17,2 \pm 12,0$, соответственно), что свидетельствует о наличии коррекции в обеих группах. Однако величина коррекции была статистически достоверно ($p < 0,05$) большей в III группе, что подтверждается данными визуального анализа совместной диаграммы Тьюки «ящички с усами» (рис. 90).

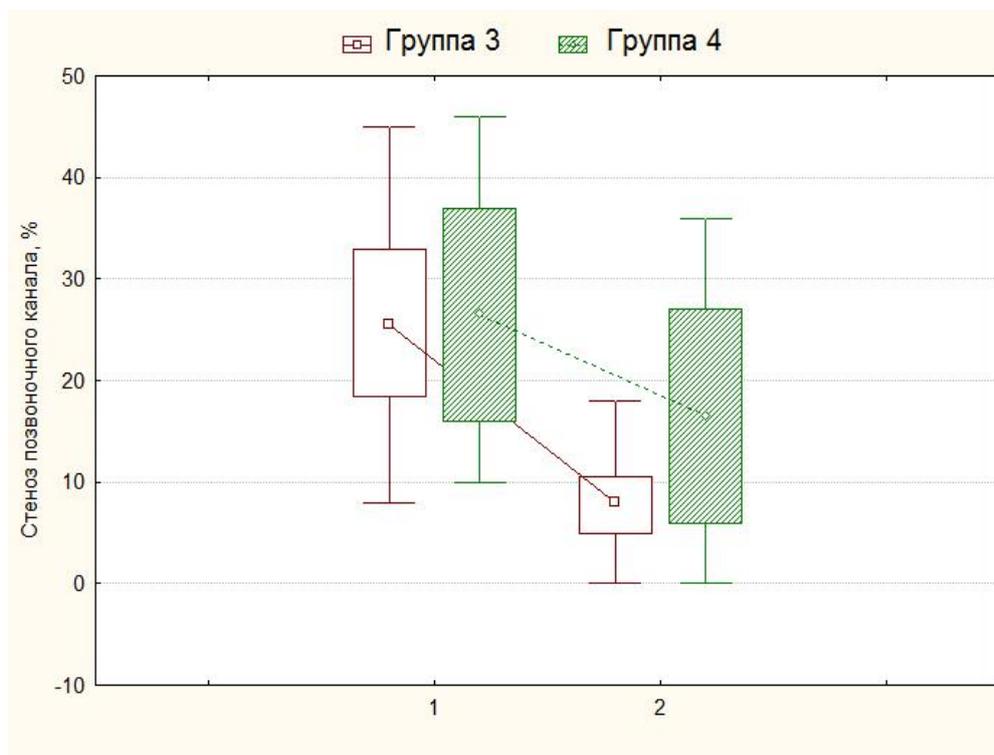


Рисунок 90. Совместная диаграмма динамики относительного стеноза позвоночного канала в 3 и 4 группах пациентов: 1 – до операции, 2 – после операции

Протяженность металлоконструкции у пациентов III группы была статистически значима ($p < 0,05$) меньше по сравнению с IV группой ($4,8 \pm 0,9$ versus $6,3 \pm 1,1$).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Дети, страдающие врожденными кифосколиотическими деформациями грудного и поясничного отделов позвоночника, являются одной из наиболее сложной и тяжелой категории пациентов, требующей проведения оперативного лечения. Возникновение деформации позвоночного столба уже в раннем возрасте ребенка, быстрое и неуклонное ее прогрессирование в процессе его роста и развития приводит в последующем к вовлечению в патологический процесс не только спинного мозга и его элементов, но и сердечно – сосудистой и дыхательной систем. Это обуславливает необходимость в выборе активной тактике хирургического лечения данной категории больных уже на ранних стадиях формирования врожденного искривления. Подходы к хирургическому лечению больных, выбор инструментальной фиксации и объем самого оперативного вмешательства у этих пациентов представляют собой важную и до конца нерешенную проблему детской вертебрологии.

Целью нашего исследования явилось улучшение результатов хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничной локализации на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков.

Для достижения запланированной цели в ходе диссертационного исследования были поставлены и последовательно решены четыре задачи.

Первой задачей исследования являлось создание физико-механической модели врожденной деформации позвоночника с учетом возникающих нагрузок на позвоночно-двигательный сегмент и расчетом протяженности зоны инструментальной фиксации.

При операциях на позвоночнике с целью исправления его врожденных дефектов помимо медицинского аспекта возникает задача определения напряженно-деформированного состояния позвонков и вспомогательного металлического (титанового) каркаса. В нашем диссертационном исследовании для решения данной задачи использован метод конечных

элементов, позволяющий рассчитывать сложные конструкции. Проведен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния позвонков, транспедикулярных винтов и продольных стержней спинальной системы при различных вариантах зоны фиксации и расположения опорных элементов конструкции. Задача о напряженно-деформированном состоянии позвонков и каркаса с точки зрения механики была разделена на два этапа: 1 - фиксация продольных стержней с одной стороны от промежутка и принудительный наклон стержней на некоторый угол до фиксации с позвонками с другой стороны от промежутка; 2 - распрямление стержней с позвонками после проведения коррекции и перевод их в физиологически правильное положение с сохранением промежутка. Нами рассмотрено напряженно-деформированное состояние позвонков и металлоконструкции на втором этапе (после распрямления продольных стержней и позвоночника).

Модель зоны фиксации состояла из позвонков, соединенных между собой межпозвоночными дисками, и транспедикулярной металлоконструкцией. Рассматривались два варианта приложения сил, идентичных для всех зон фиксации: вертикальная нагрузка в 500 Н, приложенная к верхней поверхности верхнего позвонка, и пара сил в 100 Н, направленные навстречу друг другу и приложенные к передней поверхности ближайших к промежутку позвонков. Первый вариант сил имитировал воздействие на позвонки силы тяжести (веса) при вертикальном положении тела, второй – суммарное сопротивление тела (межпозвоночные связки, внутренние органы, грудную клетку) переходу в выпрямленное состояние.

Позвонки соединялись с каркасом посредством винтов. Анализировали четыре типа зон фиксации: 1 - с двумя парами винтов; 2 - с четырьмя парами винтов с первым и вторым от промежутка скрепляемыми позвонками (первый вариант); 3 - с четырьмя парами винтов с первым и третьим от промежутка скрепляемыми позвонками (второй вариант); 4 - с шестью парами винтов. Позвонки моделировали цилиндрами диаметром 50 мм и высотой 20 мм. Между позвонками располагались межпозвоночные диски в

форме цилиндров такого же диаметра и высотой 5 мм. Коррекция искривления позвоночника и стабилизация необходимого для имплантата промежутка обеспечивалась двумя продольными металлическими стержнями диаметром 4 мм и соответствующей типу зоны фиксации длины. Винты диаметром 4 мм углублены в позвонки на длину 33 мм, точки входа в позвонки находились на расстоянии $1/3$ длины окружности позвонка (центральный угол равен 120°), а винты образовывали между собой угол 60° . Винты и продольные стержни образовывали единую металлоконструкцию. Материал винтов и стержней - титановый сплав с модулем упругости 110 ГПа и коэффициентом Пуассона 0,3. Материал позвонка (кость) имеет модуль упругости 15 ГПа и коэффициент Пуассона 0,3. Между смежными позвонками расположены диски с модулем упругости 30 МПа и коэффициентом Пуассона 0,48. Расчет напряженно-деформированного состояния выполнен с помощью программы Femap 9.2 - NX Nastran 4.0.

Созданная в ходе диссертационного исследования физико-механическая модель позвоночника врожденной деформации позвоночника, позволяющая учитывать нагрузки и проводить экспериментальный расчет протяженности зоны инструментальной фиксации, дала возможность осуществить последовательный переход к решению второй задачи.

Нами установлено, что при нагружении рассмотренных зон фиксации вертикальной силой 500 Н, имитирующей вес верхней части туловища в положении стоя, наибольшие напряжения возникали в наиболее удаленных от промежутка скрепляемых позвонках в местах выхода винтов. В этих позвонках наибольшие напряжения (26,0 Н) отмечены в зоне фиксации с двумя парами винтов, наименьшие (3,6 Н) – в зоне фиксации с четырьмя парами винтов (первый вариант). Из двух зон фиксации с четырьмя парами винтов наилучшие показатели имел первый вариант зоны фиксации. Зона фиксации с шестью парами винтов занимала промежуточное место между первым и вторым вариантами зон фиксации с четырьмя парами винтов. При нагружении рассмотренных зон фиксации вертикальной парой сил по 100 Н,

приложенных к ближайшим к промежутку позвонкам навстречу друг другу и имитирующих суммарное сопротивление организма коррекции искривления позвоночника, наибольшие напряжения возникали в ближайших к промежутку скрепляемых позвонках. Сила напряжения, возникающая в стержнях и винтах, намного меньше предела прочности титановых сплавов.

Таким образом, в порядке возрастания уровня напряжений, зоны фиксации для обоих вариантов приложенных сил располагались следующим образом: с четырьмя парами винтов (первый вариант), с шестью парами винтов, с четырьмя парами винтов (второй вариант) и с двумя парами винтов. Нами был обоснован выбор зон и количества опорных элементов металлоконструкции, протяженность металлофиксации с целью полноценной коррекции деформации позвоночника у детей с врожденным кифосколиозом груднопоясничной локализации и надежного сохранения достигнутого результата в отдаленном периоде наблюдения. Таким образом, решена вторая задача исследования.

Третья задача работы заключалась в усовершенствовании методик хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом на фоне нарушения формирования, слияния и сегментации позвонков груднопоясничной локализации.

В ходе проводимого диссертационного исследования нами был предложен усовершенствованный метод коррекции врожденного кифосколиоза груднопоясничного отдела позвоночника у детей на фоне нарушения формирования или слияния позвонка, направленный на достижение полноценной коррекции деформации позвоночника, восстановления физиологических профилей (фронтального и сагиттального) позвоночного столба и обеспечение стабильности достигнутого результата в процессе дальнейшего роста и развития ребенка.

При крайне тяжелых вариантах кифосколиоза с углом кифотического компонента искривления более 100° нами разработан способ дополнительной фиксации металлоконструкции к костям таза при коррекции врожденного

кифосколиоза позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков грудопоясничной локализации у детей. Положительный эффект данного способа заключался в одномоментной полной коррекции врожденного кифосколиоза грудопоясничной локализации и обеспечение ее стабильности в процессе роста и развития ребенка, за счет применения дополнительной стабилизации дистального опорного комплекса металлоконструкции к костям таза (гребни подвздошных костей). Разработанный метод дополнительной стабилизации металлоконструкции не требовал в дальнейшем выполнения этапных хирургических вмешательств.

Для коррекции врожденного кифосколиоза грудопоясничного отдела позвоночника у детей при нарушении сегментации передних отделов позвонков нами был разработан способ, направленный на достижение полноценной коррекции деформации позвоночника, восстановление физиологических профилей (фронтального и сагиттального) позвоночника и обеспечение стабильности достигнутого результата в процессе дальнейшего роста и развития ребенка. Положительный эффект данного способа заключался в одномоментной полной коррекции врожденного кифосколиоза при помощи многоопорной транспедикулярной металлоконструкции и обеспечении ее стабильности в процессе роста и развития ребенка, за счет клиновидной вертебротомии в сочетании с задним локальным спондилодезом. Кроме того, за счет использования только одного дорсального доступа уменьшалось время хирургического вмешательства и его травматичность. При этом в последующем в процессе роста ребенка не требовалось дополнительной коррекции врожденного кифосколиоза.

Предложенные нами усовершенствованные методики оперативного вмешательства позволили осуществить дифференцированный подход к хирургической коррекции врожденной кифосколиотической деформации грудопоясничного отдела позвоночника у данной категории пациентов, основанный на варианте аномалий развития позвонков, их анатомо-антропометрических особенностях и соотношений дурального мешка с

костными структурами позвоночного канала, с целью достижения оптимального результата лечения и минимизации риска развития неврологических нарушений.

В ходе проводимого исследования сформировано 4 группы пациентов. В группу I (n=20) и группу II (n=20) вошли пациенты с нарушением формирования или слияния позвонка. Группу III (n=20) и группу IV (n=20) составили пациенты с нарушением сегментации позвонков. В группе I и III коррекцию врожденной деформации позвоночника осуществляли с применением усовершенствованных методик хирургического лечения пороков развития позвоночника с учетом данных математического моделирования, установки транспедикулярных винтов в грудном и поясничном отделах позвоночника, а в группах II и IV применяли стандартные технологии хирургического лечения врожденных кифосколиозов груднопоясничной локализации.

При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе I, так и в группе II отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений угла локального кифотического ($52,3 \pm 21,1$ versus $6,8 \pm 6,0$ и $50,3 \pm 21,1$ versus $15,9 \pm 16,1$, соответственно) и сколиотического ($31,2 \pm 11,0$ versus $2,8 \pm 2,8$ и $29,2 \pm 11,0$ versus $6,0 \pm 4,6$, соответственно) компонентов деформации. При проведении статистического анализа между значениями угла локального кифоза сразу после операции и через 3 года в группе I различий не выявлено ($6,8 \pm 6,0$ versus $9,3 \pm 5,9$). Во II группе исследования различие было статистически значимо и составило $15,9 \pm 16,1$ versus $22,2 \pm 15,5$. Эти данные свидетельствовали о сохранении коррекции в отдаленном периоде наблюдения у пациентов I группы и её потери у пациентов II группы. При проведении сравнительного межгруппового анализа различий между значениями углов локального кифотического и сколиотического компонентов деформации до операции не выявлено ($52,3 \pm 21,1$ versus $50,3 \pm 21,1$ и $31,2 \pm 11,0$ versus $29,2 \pm 11,0$, соответственно). Для значений углов локального кифотического и сколиотического компонентов

после операции и через 3 года различия были статистически значимы ($p < 0,05$), что означает большую величину коррекции врожденной деформации позвоночника у детей I группы в сравнении со II контрольной группой. Сравнительный анализ значений относительного стеноза позвоночного канала до операции между группами различий не выявил ($29,8 \pm 12,3$ versus $29,9 \pm 9,5$). При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе I, так и в группе II отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений стеноза позвоночного канала ($29,8 \pm 12,3$ versus $6,9 \pm 4,1$ и $29,9 \pm 9,5$ versus $19,9\% \pm 9,5$, соответственно), что свидетельствовало о наличии коррекции в обеих группах исследования. Однако величина коррекции была статистически достоверно ($p < 0,05$) большей в I группе. Протяженность металлофиксации у пациентов I группы была статистически значима ($p < 0,05$) меньше по сравнению со II группой ($4,6 \pm 0,9$ versus $5,5 \pm 1,5$ позвонков).

При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе III, так и в группе IV отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений угла локального кифотического ($51,1 \pm 11,3$ versus $9,4 \pm 6,6$ и $50,6 \pm 11,2$ versus $20,2 \pm 14,1$, соответственно) и сколиотического ($16,9 \pm 5,9$ versus $0,6 \pm 1,1$ и $14,9 \pm 5,9$ versus $8,4 \pm 4,4$, соответственно) компонентов деформации после операции по отношению к дооперационным значениям. Это свидетельствовало о наличии коррекции искривления в обеих группах исследования. При проведении статистического анализа между значениями угла локального кифоза после операции и через 3 года в группе III различий не выявлено ($9,4 \pm 6,6$ versus $9,8 \pm 5,5$). В IV группе различие было статистически значимо и составило $20,2 \pm 14,1$ versus $29,3 \pm 12,5$. Этот факт свидетельствовал о сохранении коррекции в отдаленном периоде наблюдения у пациентов III группы и её потери у пациентов IV группы. Для значений углов локального сколиотического компонента после операции и через 3 года в III и IV группах различий не выявлено. При проведении сравнительного межгруппового анализа различий между значениями углов

локального кифотического и сколиотического компонентов деформации до операции не выявлено ($51,1 \pm 11,3$ versus $50,6 \pm 11,2$ и $16,9 \pm 5,9$ versus $14,9 \pm 5,9$, соответственно). Для значений углов локального кифоза и сколиоза после операции и через 3 года различия были статистически значимы ($p < 0,05$), что означало большую величину коррекции врожденной деформации позвоночника у детей III группы в сравнении с IV группой. Сравнительный анализ значений относительного стеноза позвоночного канала до операции между группами различий не выявил ($25,6 \pm 10,3$ versus $27,2 \pm 12,0$). При проведении сравнительного внутригруппового анализа как в группе III, так и в группе IV отмечено статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение значений стеноза позвоночного канала ($25,6 \pm 10,3$ versus $7,7 \pm 5,2$ и $27,2 \pm 12,0$ versus $17,2 \pm 12,0$, соответственно), что свидетельствовало о наличии коррекции в обеих группах исследования. Однако величина коррекции была статистически достоверно ($p < 0,05$) большей в III группе. Протяженность металлофиксации у пациентов III группы была статистически значима ($p < 0,05$) меньше по сравнению с IV группой ($4,8 \pm 0,9$ versus $6,3 \pm 1,1$).

Таким образом, в ходе данного исследования на основании проведения сравнительного анализа хирургического лечения пациентов основных и контрольных групп установлено, что в группах I и III, где коррекцию врожденного кифосколиоза осуществляли с применением разработанных и усовершенствованных методик хирургического лечения пороков развития позвоночника с учетом данных математического моделирования имплантации транспедикулярных винтов в грудной и поясничный отделы позвоночника, величина коррекции как кифотического, так и сколиотического компонентов врожденной деформации позвоночника была статистически значимо больше по сравнению с аналогичными показателями в группах II и IV, а достигнутый результат стабильно сохранялся на протяжении всего отдаленного периода наблюдения. Потери коррекции, дестабилизации транспедикулярной металлоконструкции и

несостоятельности выполненного корпорозеда в группах I и III не отмечено ни в одном из всех 40 наблюдений.

Одновременно с этим необходимо подчеркнуть, что у пациентов второй группы в 5 случаях отмечалось несостоятельность корпорозеда (лизирование костного аутотрансплантата), у 7 пациентов - дестабилизация металлоконструкции; у 5 пациентов четвертой группы отмечалась дестабилизация металлоконструкции, что потребовало выполнения этапных хирургических вмешательств.

Потеря коррекции и несостоятельность переднего корпорозеда при использовании транспедикулярной фиксации в контрольных группах исследования объяснялась нерациональным и биомеханически не обоснованным использованием металлофиксации спинальной системы с двумя парами винтов. Такая компоновка металлоконструкции не позволяла получить радикальную коррекцию врожденной деформации позвоночника, способствовала возникновению избыточных сил, способствующих возникновению перенапряжения в зоне контакта «металл-кость», что приводило в дальнейшем к дестабилизации транспедикулярных опорных элементов и их вырыванию из костной ткани за счет ее прорезывания и резорбции.

Полученные результаты в клинике полностью согласуются с результатами метода конечных элементов, использованного в ходе диссертационного исследования для проведения сравнительного анализа напряженно-деформированного состояния позвонков, винтов и продольных стержней при различных вариантах зоны фиксации. В ходе создания физико-механической модели позвоночника было установлено, что в позвонках среди рассмотренных зон фиксации при вертикальной силе 500 Н наибольшие напряжения возникают в зоне фиксации именно с двумя парами винтов (26,0 Н), наименьшие – в зоне фиксации с четырьмя парами винтов, первый вариант зоны (3,6 Н). В ходе проведения хирургического вмешательства у детей с врожденным кифосколиозом в зоне

грудопоясничного перехода было установлено, что именно такое планирование и установка опорных элементов металлоконструкции, создает оптимальные условия для достижения полноценной коррекции имеющегося искривления, восстановления профилей позвоночного столба в ходе операции и надежной стабилизации достигнутого результата в отдаленном периоде наблюдения.

Решением четвертой задачи явилось создание алгоритма хирургических методов лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода в зависимости от варианта аномалии развития позвонков. На основании полученных данных об эффективности и безопасности предложенных хирургических вмешательств нами был разработан алгоритм оперативного лечения, представленный на рисунке 91.

Согласно алгоритму, первым этапом проводят оценку анатомо-антропометрических особенностей позвонков, смежных с аномальными позвонками, для определения возможности корректной установки транспедикулярных винтов. Если размеры корней дуг позвонков позволяют осуществить корректную установку опорных элементов, то транспедикулярные винты мы рекомендуем имплантировать на два сегмента выше и ниже относительно зоны порока развития позвоночника, основываясь на данных, полученных при анализе нагрузок и протяженности зоны инструментальной фиксации физико-механической модели врожденной деформации позвоночника. При невозможности осуществить корректную установку транспедикулярных опорных элементов в результате анатомо-антропометрических особенностях костных структур позвонков в зоне порока рекомендуется выполнять фиксацию трех и более сегментов выше и ниже относительно зоны порока развития позвоночника протяженной гибридной или ламинарной спинальной системой.

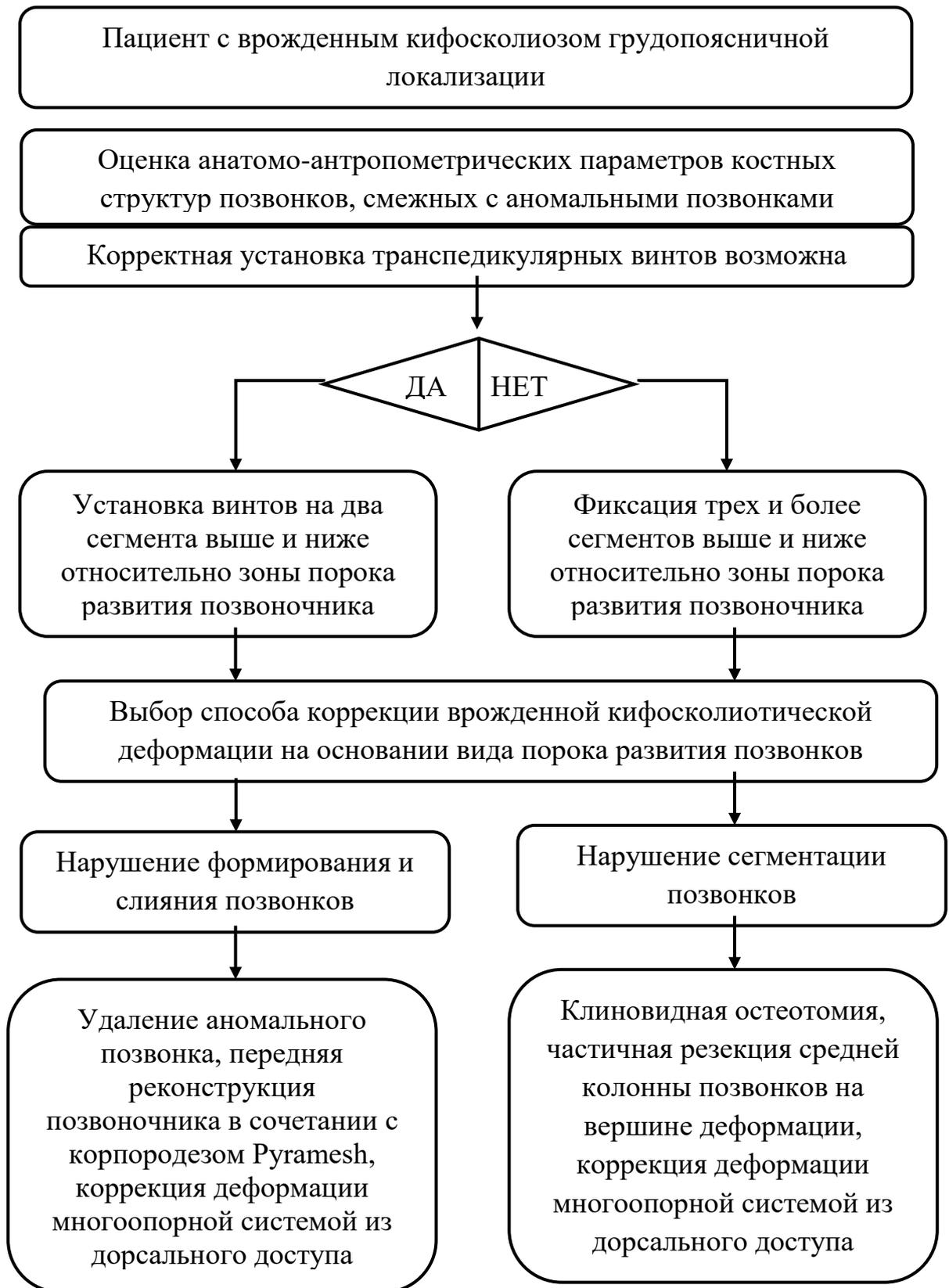


Рисунок 91. Алгоритм хирургического лечения пациентов детского возраста с врожденным кифосколиозом грудного-поясничной локализации

После выбора оптимальной компоновки металлоконструкции вторым этапом проводят определение способа коррекции врожденной кифосколиотической деформации на основании варианта порока развития позвонков.

При коррекции врожденной деформации, обусловленной нарушением формирования и слияния позвонков, мы рекомендуем осуществлять хирургическое вмешательство в объеме удаления тела аномального позвонка, полноценной коррекции деформации многоопорной системой с одномоментной реконструкцией передней и средней колонн позвоночника в сочетании с корпородезом Pyramesh и костной пластикой из дорсального доступа.

Для коррекции врожденного кифосколиоза грудопоясничной локализации на фоне нарушения сегментации позвонков, согласно данным разработанного алгоритма, рекомендуемый объем хирургического вмешательства включает в себя клиновидную остеотомию, частичную резекцию средней колонны позвонков на вершине деформации и полноценную коррекцию деформации позвоночника многоопорной системой из дорсального подхода.

ВЫВОДЫ

1. В ходе созданной физико-механической модели врожденной деформации позвоночника установлено, что при нагружении рассмотренных зон фиксации вертикальной силой 500 Н, имитирующей вес верхней части туловища в положении стоя, наибольшие напряжения возникали в наиболее удаленных от промежутка скрепляемых позвонках в местах выхода винтов.
2. Основываясь на данных, полученных при анализе нагрузок и протяженности зоны металлофиксации, при вертикальной силе 500 Н наибольшие напряжения возникают в зоне фиксации с двумя парами винтов (26,0 Н) относительно зоны аномального позвонка, наименьшие – в зоне фиксации с четырьмя парами винтов, первый вариант зоны (3,6 Н). Зона фиксации с шестью парами винтов занимает промежуточное место между первым и вторым вариантами зон фиксации с четырьмя парами винтов.
3. При врожденном кифосколиозе грудопоясничной локализации с величиной дуги более 100° на фоне нарушения формирования или слияния позвонка показано удаление аномального позвонка с выше- и нижележащими дисками из дорсального подхода с коррекцией искривления многоопорной металлоконструкцией в сочетании с дополнительной фиксацией к костям таза, корпородезом ругamesh и задним локальным спондилодезом.
При нарушении сегментации передних отделов тел позвонков у детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничного отдела показана клиновидной вертебротомии из дорсального доступа с коррекцией искривления при помощи многоопорной транспедикулярной металлоконструкции в сочетании с задним локальным спондилодезом.
4. Разработанный алгоритм хирургического лечения детей с врожденным кифосколиозом грудопоясничного перехода включает оценку анатомо-антропометрических особенностей позвонков, смежных с аномальными позвонками с целью определения возможности корректной установки транспедикулярных винтов. При невозможности осуществить корректную установку транспедикулярных опорных элементов необходимо выполнять

фиксацию трех и более сегментов выше и ниже относительно зоны порока развития позвоночника гибридной или ламинарной спинальной системой.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Созданная физико-механическая модель врожденной деформации позвоночника позволяет оценивать нагрузки в зоне искривления в ходе коррекции имеющегося искривления и проводить экспериментальный расчет напряжения металлоконструкции и костных структур тел позвонков, в которых она установлена.
2. С целью эффективной коррекции врожденного кифосколиоза и стабильного сохранения результата у пациентов детского возраста необходимо устанавливать транспедикулярные опорные элементы конструкции на два сегмента выше и ниже относительно зоны порока развития позвоночника.
3. Усовершенствованные методики оперативного вмешательства, основанные на варианте аномалий развития позвонков, их анатомо-антропометрических особенностях и соотношений дурального мешка с костными структурами позвоночного канала, позволили осуществить дифференцированный подход к хирургической коррекции врожденной кифосколиотической деформации грудопоясничного отдела позвоночника у пациентов детского возраста.
4. При врожденной деформации позвоночника на фоне нарушения формирования или слияния позвонка показано удаление тела аномального позвонка, коррекция искривления многоопорной металлоконструкцией с реконструкцией передней и средней колонн позвоночника rugamesh в сочетании с костной пластикой из дорсального доступа. При врожденной деформации позвоночника на фоне нарушения сегментации передних отделов тел позвонков показана клиновидная остеотомия, частичная резекция средней колонны позвонков на вершине деформации и коррекция искривления многоопорной спинальной системой из дорсального подхода.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абальмасова, Е.А. О врожденных сколиозах / Е.А. Абальмасова //Ортопедия и травматология. - 1967. - № 6. - С. 24-29.
2. 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.
3. Баиров, Г.А. Врожденные деформации грудной клетки и позвоночника /Г.А. Баиров // Костнопластические операции у детей. - Киев: Здоров'я. -1974.-С. 216-245.
4. Боровков, А.И. и др. Компьютерный инжиниринг. Аналитический обзор - учебное пособие. — СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2012. — 93 с.
5. 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.
6. 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.
7. Виссарионов С.В. Транспедикулярная фиксация у детей 1,5 – 5 лет / С.В. Виссарионов // Хирургия позвоночника. - №3. – 2006. – С. 19-23.
8. 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.

9. 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. – 3(53). – 39-44.
10. Виссарионов С.В. Хирургическое лечение сегментарной нестабильности грудного и поясничного отделов позвоночника у детей: Автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.00.22. – Новосибирск, 2008. - 43 с.
11. Виссарионов, С.В. Оперативное лечение врожденной деформации грудопоясничного 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.
12. Вреден Р.Р. Практическое руководство по ортопедии / Р.Р. Вреден // - Л. 1930. – С.45-46.
13. Галлагер, Р. Метод конечных элементов. Основы: Пер. с англ. — М.: Мир, 1984.
14. Деклу, Ж. Метод конечных элементов: Пер. с франц. — М.: Мир, 1976
15. 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.
16. Дьяченко, В.А. Аномалии развития позвоночника в рентгеновском освещении / В.А. Дьяченко. - М.: Медгиз. - 1949. - С. 54-96.
17. Закревский, Л.К. Аномалии развития позвоночника у детей / Л.К.Закревский // Ортопедия и травматология. - 1968. - № 2. - С. 85-88.
18. Закревский, Л.К. Переднебоковой спондилодез при сколиозе / Л.К.Закревский. -Л.: Медицина. - 1976. - С. 135.

- 19.Зенкевич О., Морган К. Конечные элементы и аппроксимация: Пер. с англ. — М.: Мир, 1986
- 20.Иткина, З.Д. Сколиоз на почве аномалии позвоночника у детей: - Дис.... канд. мед. наук. - М., 1975. - 15 с.
- 21.Казьмин, А.И. О груднопоясничном типе сколиоза/ А.И. Казьмин, И.И. Плотникова //Ортопед. травматол. – 1968. - № 6. – С. 27-30.
- 22.Карлсон, Б.М. Основы эмбриологии по Паттену: Пер. с англ. - М.: Мир,1983.-Т. 1.-С. 357-363.
- 23.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, Н.С. Гаврюшенко // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2012. - N 3. - С. 20-24.
- 24.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. - №3. – С. 41-48.
- 25.Лазюк, Г.И. Номенклатура патологических состояний в тератологии и классификация врожденных пороков развития / Г.И. Лазюк //Тератология человека. - М . - 1991. - С. 10-17.
- 26.Ляндрес, З.А. Аномалии развития позвоночника у детей и их значение в возникновении сколиозов / З.А.Ляндрес // Юбилейная научная сессия. -1958. С.75-77.
- 27.Мацкевич, П.Д., Врожденные сколиозы и их лечение / П.Д. Мацкевич,С.Д. Шевченко // Ортопедия, травматология и протезирование. - Вып. 7.- 1977. - С. 20-24.
- 28.Миронов, С.П. Врождённые деформации позвоночника //Ортопедия : национальное руководство/ под ред. С.П. Миронова, Г.П. Котельникова. – М. : ГЭОТАР – Медиа. - 2008. – Гл. 8. – С. 262–310.

29. Михайлов, С.А. Лечение детей с врожденным кифосколиозом при клиновидных позвонках и полупозвонках: Автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.00.22. – СПб, 1983. - 24 с.
30. Михайловский, М.В. Вентральный спондилодез в комплексе оперативного лечения сколиозов и кифозов: Автореф. дис. ... докт мед. наук / М.В. Михайловский. - СПб. - 1995. - с. 25.
31. Михайловский, М.В. Хирургия деформаций позвоночника / М.В. Михайловский, Н.Г. Фомичев. - Новосибирск, 2002 - С. 307-338.
32. Михасевич, Н.О. Классификация врожденных аномалий развития позвоночника / Н. О. Михасевич, Д. К. Тесаков, Т. Ф. Тихомирова [и др.] // Военная медицина. - 2007. - № 3. - С. 18-21.
33. Мовшович, И.А. Оперативная ортопедия / И.А. Мовшович. - М.: Медицина, 1983. - с. 414.
34. Никитин, Г.Д. Костная и металлическая фиксация позвоночника при заболеваниях, травмах и их последствиях / Г.Д. Никитин, Н.В. Корнилов, К.Н. Коваленко и др. - СПб. - «Русская графика», 1998. - с. 448.
35. Никольский, М.А. Одномоментный передний и задний спондилодез / М.А. Никольский // Ортопедия и травматология. - 1984. - №18. - С. 18-22.
36. Пат. 2444317, Российская Федерация МПК А 61 В 17/56, Способ дополнительной фиксации металлоконструкции к костям таза при коррекции врожденного кифосколиоза позвоночника на фоне нарушения формирования позвонков груднопоясничной и поясничной локализации у детей / Виссарионов С.В., Голубев К.Е.: заявитель и патентообладатель: ФГУ «НИДОИ им. Г.И. Турнера».- №2012091815/14; заявл. 17.03.2010; опубл. 10.03.2012, бюл. №4.

- 37.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.
- 38.Рябых, С.О. Экстирпация полупозвонков у детей через корень дуги / С.О. Рябых, Э.В. Ульрих // Хирургия позвоночника. - 2013. - № 4. – С. 30-35.
- 39.Садофьева, В.И. Нормальная рентгеноанатомия костно-суставной системы детей /В.И. Садофьева. - Л.: Медицина, 1990. — С. 64-125.
- 40.Сегерлинд, Л. Применение метода конечных элементов — М.: Мир, 1979. — 392 С.
- 41.Ульрих, Э.В. Аномалии позвоночника у детей / Э.В. Ульрих. – СОТИС. – СПб., 1995. - С. 238-242.
- 42.Ульрих, Э.В. Вертебрология в терминах, цифрах, рисунках / Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2004. – 187 с.
- 43.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.
- 44.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.
- 45.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.
- 46.Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение пороков развития позвоночника у детей / Э.В. Ульрих, А.Ю. Мушкин. - СПб.: Элби-СПб, 2007. - 104 с.

47. Ульрих, Э.В. Хирургическое лечение пороков развития позвоночника у детей : автореф. дис... д-ра мед. наук / Ульрих Эдуард Владимирович. - Л., 1985. - 32 с.
48. Холин, А.В. Магнитно-резонансная томография позвоночника и спинного мозга / А.В. Холин, А.Ю. Макаров, Е.А. Мазуркевич. - СПб., 1995. - С. 47-56.
49. Цветкова, Г.В. Клиническое течение и хирургическое лечение нарушений сегментации осевого скелета у детей: Дис. ... канд. мед. наук / Г.В. Цветкова. - Ленинград, 1990.
50. Цивьян, Я.Л. Хирургия позвоночника / Я.Л. Цивьян. - М, 1966. - С. 312.
51. Цивьян, Я.Л. Передний спондилодез при сколиозе / Я.Л. Цивьян // Ортопедия и травматология. - 1985. - №7. - С. 56-60.
52. Чаклин, В.Д. Костная пластика / В.Д. Чаклин. - М, 1971. - с. 227.
53. Чаклин, В.Д. Сколиозы и кифозы / В.Д. Чаклин, Е.А. Абальмасова. - М.: Медицина, 1973.
54. Agarwal A, Jayaswal A, Goel VK, Agarwal AK. Patient-specific Distraction Regimen to Avoid Growth-rod Failure. Spine (Phila Pa 1976). 2018 Feb 15;43(4):E221-E226.
55. Ahn UM, Ahn NU, Buchowski JM, et al. Functional outcome and radiographic correction after spinal osteotomy. Spine (Phila Pa 1976). 2002;27(12):1303-11.
56. Arlet, V. Congenital scoliosis / V. Arlet, T. Odent, M. Aebi // Eur Spine J. - 2003. - Vol. 12, № 5. - P. 456-463.
57. Aubin CÉ, Clin J, Rawlinson J. Biomechanical simulations of costovertebral and anterior vertebral body tethers for the fusionless treatment of pediatric scoliosis. Bianco RJ, Arnoux PJ, Mac-Thiong JM, Aubin CE. Thoracic pedicle screw fixation under axial and perpendicular loadings: A comprehensive numerical analysis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2019 Aug;68:190-196.

58. 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, № 1. – P. 1–5.
59. 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, № 1. – P. 33-37.
60. Azar, F.M. *Campbell's Operative Orthopaedics, 4-Volume Set, 13th Edition.* Chapter 44, 1897-2120. e26.
61. Batra, S. Congenital scoliosis: management and future directions / S. Batra, S. Ahuja // *Acta Orthop Belg.* – 2008. – Vol. 74, № 2. – P.147-60.
62. 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 [at al.]// *European Spine Journal.* – 2006. – Vol. 15, № 8. – C. 1219-122.
63. 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, №2. – P. 179–184.
64. Boachie-Adjei O, Bradford DS. Vertebral column resection and arthrodesis for complex spinal deformities. *J Spinal Disord.* 1991;4(2):193–202.
65. Boachie-Adjei O. Role and technique of eggshell osteotomies and vertebral column resections in the treatment of fixed sagittal imbalance. *Instr Course Lect.* 2006;55:583–9.
66. 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, № 15. – P. 1745-1757.

67. 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, № 4. – P. 1-15.
68. 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, № 4– P. 536–540.
69. Bridwell KH, Lewis SJ, Edwards C, et al. Complications and outcomes of pedicle subtraction osteotomies for fixed sagittal imbalance. Spine (Phila Pa 1976). 2003;28(18):2093–101.
70. Bridwell KH, Lewis SJ, Rinella A, Lenke LG, Baldus C, Blanke K. Pedicle subtraction osteotomy for the treatment of fixed sagittal imbalance. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am. 2004;86-A Suppl 1:44–50.
71. Bridwell KH. Decision making regarding Smith-Petersen vs. pedicle subtraction osteotomy vs. vertebral column resection for spinal deformity. Spine(Phila Pa 1976). 2006;31(19 Suppl):S171–8.
72. Briggs H, Keats S, Schlesinger PT. Wedge osteotomy of the spine with bilateral intervertebral foraminotomy; correction of flexion deformity in five cases of ankylosing arthritis of the spine. J Bone Joint Surg Am. 1947;29(4):1075–82.
73. Buchowski JM, Bridwell KH, Lenke LG, Kuhns CA, Lehman Jr RA, Kim YJ, Stewart D, Baldus C. Neurologic complications of lumbar pedicle subtraction osteotomy: a 10-year assessment. Spine (Phila Pa 1976). 2007;32(20):2245–52.
74. Chang KW, Chen HC, Chen YY, Lin CC, Hsu HL, Cai YH. Sagittal translation in opening wedge osteotomy for the correction of thoracolumbar kyphotic deformity in ankylosing spondylitis. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(10):1137–42.

- 75.Chang KW, Tu MY, Huang HH, Chen HC, Chen YY, Lin CC. Posterior correction and fixation with out anterior fusion for pseudoarthrosis with kyphotic deformity in ankylosing spondylitis. *Spine (Phila Pa1976)*. 2006;31(13):E408–13.
- 76.Chen SH, Lin SC, Tsai WC, Wang CW, Chao SH. Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery: a finite element analysis. *BMC MusculoskeletDisord*. 2012; 13:72.
- 77.Chevalier Y, Matsuura M, Krüger S, Fleege C, Rickert M, Rauschmann M, Schilling C. Micro-CT and micro-FE analysis of pedicle screw fixation under different loading conditions. *J Biomech*. 2018 Mar 21;70:204-211.
- 78.Cho KJ, Bridwell KH, Lenke LG, Berra A, Baldus C. Comparison of Smith-Petersen versus pedicle subtraction osteotomy for the correction of fixed sagittal imbalance. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(18):2030–8.
- 79.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.
- 80.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, № 5. -P. 547-553.
- 81.Clin J, Aubin CE ´, Lalonde N, Parent S, Labelle H (2011) A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol EngComput* 49(8):967–977.
- 82.Clin J, Le Navéaux F, Driscoll M, Mac-Thiong JM, Labelle H, Parent S, Shah SA, Lonner BS, Newton PO, Serhan H. 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. *Spine Deform*. 2019 Jan;7(1):2-10.

- 83.Cobb, J.R. Scoliosis - Quo vadis / J.R. Cobb // J. Bone Jt. Surg. - 1958. - Vol. 40(A). - P. 507-510.
- 84.Cobetto N, Parent S, Aubin CE. 3D correction over 2years with anterior vertebral body growth modulation: A finite element analysis of screw positioning, cable tensioning and postoperative functional activities. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2018Jan;51:26-33.
- 85.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. – № 1. – C. 209-215.
- 86.Debnath, U.K. Congenital scoliosis - Quo vadis? / U.K. Debnath, V. Goel, N. Harshavardhana [at al.] // Indian J Orthop. – 2010. - Vol. 44, № 2. – P. 137-147.
- 87.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, № 4 - P. 496–500.
- 88.Donaldson, S. Surgical decision making in adolescent idiopathic scoliosis / S. Donaldson, D. Stephens, A. Howard // Spine. - 2007. - Vol. 32, № 14. - P. 1526-1532.
- 89.Duan Y, Wang HH, Jin AM, et al. Finite element analysis of posterior cervical fixation. OrthopTraumatol Surg Res 2015;101: 23–9.
- 90.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, № 1. - P. 73-82.
- 91.Elmasry SS, Asfour SS, Travascio F. FiniteElement Study to Evaluate the Biomechanical Performance of the Spine After Augmenting Percutaneous Pedicle Screw Fixation With Kyphoplasty in the Treatment of Burst Fractures. J Biomech Eng. 2018 Jun 1;140(6).

- 92.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, № 6. – P. E218-E222.
- 93.Fan W, Guo LX. Biomechanical comparison of the effects of anterior, posterior and transforaminal lumbar interbody fusion on vibration characteristics of the human lumbar spine. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2019 Apr;22(5):490-498.
- 94.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. – № 2. – P. E112-E122.
- 95.Ferreyra, A.C. Congenital Kyphoscoliosis Due to Hemivertebra. Treatment Options and Results / A.C. Ferreyra, A.O. Gonzalo [Electronic resource] // P. 331-334. URL: <http://www.intechopen.com/download/pdf/36623>.
- 96.Forrester, M.B. Descriptive epidemiology of hemivertebrae, Hawaii, 1986–2002 / M.B. Forrester, R.D. Merz // Congenit Anom (Kyoto). -2006. -Vol. 46, № 4. – P.172-176.
- 97.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, № 11. - P. 1507–1514.
- 98.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, № 2. -P. 125-136.
- 99.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, № 4. – P. 387-91.

100. 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, № 6. - P. 619-628.
101. Grossfeld, S. Complications of anterior spinal surgery in children / S. Grossfeld, R.B. Winter, J.E. Lonstein [at al.] // J Pediatr Orthop. – 1997. - Vol. 17, № 1. – P. 89–95.
102. Gruca, A. The pathogenesis and of idiopathic scoliosis / A. Gruca // J. Bone Jt. Surg. – 1958. - Vol. 40-A, № 3. – P. 570-584.
103. Guan W, Sun Y, Qi X, Hu Y, Duan C, Tao H, Yang X. Spinal biomechanics modeling and finiteelement analysis of surgical instrument interaction.
Comput Assist Surg (Abingdon). 2019 Oct;24(sup1):151-159.
104. Guvenc Y, Akyoldas G, Senturk S, Erbulut D, Yaman O, Ozer AF. How to Reduce Stress on the Pedicle Screws in Thoracic Spine? Importance of Screw Trajectory: A Finite Element Analysis. Turk Neurosurg. 2019; 29(1):20-25.
105. 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, № 4. – P. 608–619.
106. Halm, H. Transpedicular hemivertebra resection and instrumented fusion for congenital scoliosis /H. Halm // European Spine Journal. – 2011. - Vol.20, № 6. – P.993-994.
107. Hammer N, Höch A, Klima S, Le Joncour JB, Rouquette C, Ramezani M. Effects of Cutting the Sacrospinous and Sacrotuberous Ligaments. Clin Anat. 2019 Mar;32(2):231-237.
108. Harrington, P.R. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation / P.R. Harrington // Journal of Bone Joint Surgery Am. – 1962. - Vol. 44, № 6, P. 591-610.

109. Heary, R.F. Spinal deformities, the essentials / R.F. Heary, T.J. Albert. // Thieme. - 2007. – P. 298.
110. Hedequist, D. Instrumentation and fusion for congenital spine deformities / D.J.Hedequist // Spine. – 2009. – Vol.34, № 17. – P. 1783-1790.
111. 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, № 1. – P. 60-63.
112. Hefti, F. Congenitale Skoliosen: Halbwirbelresektion Indikationen und Techniken / F. Hefti. - Kongresstage Orthopädie, Workshop Skoliose. Vienna (Speising). – 2008. – P. 18.
113. Hehne HJ, Zielke K, Bohm H. Polysegmental lumbar osteotomies and transpedicled fixation for correction of long-curved kyphotic deformities in ankylosing spondylitis: report on 177 cases. Clin Orthop. 1990;258:49–55.
114. Hensinger, R.D. Congenital scoliosis: etiology and associations / R.D.Hensinger // Spine. 2009. - Vol. 34, № 17. – P. 1745–50.
115. 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, № 1. - P. 3-37.
116. 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, № 2. - P. 159-171.
117. Hong JT, Qasim M, Espinoza Orias AA, et al. A biomechanical comparison of three different posterior fixation constructs used for C6-C7 cervical spine immobilization: a finite element study. Neurol Med Chir (Tokyo) 2014;54:727–35.
118. 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, № 22. – P. 2581-2587.

119. Imrie, M.N. A “simple” option in the surgical treatment of congenital scoliosis /
M.N. Imrie // *The Spine Journal*. – 2011. – Vol.11, № 2. – P. 119-121.
120. *J Orthop Res*. 2018 Jan;36(1):254-264.
121. Jaffray D, Becker V, Eisenstein S. Closing wedge osteotomy with transpedicular fixation in ankylosing spondylitis. *Clin OrthopRelat Res*. 1992;279:122–6.
122. 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, № 1. P. 41–49.
123. 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, № 8. – P. 1471-1476.
124. Kawakami N., Tsuji T., Imagama S., et al. Classification of congenital scoliosis and kyphosis: a new approach to the three-dimensional classification for progressive vertebral anomalies requiring operative treatment // *Spine*. — 2009. — Vol. 34. — N 17. — P. 1756-1765
125. Kawakami, N. Classification of congenital scoliosis and kyphosis: a new approach to the three-dimensional classification for progressive vertebral anomalies requiring operative treatment /
N. Kawakami, T. Tsuji, S. Imagama [at al.] // *Spine*. – 2009. – Vol. 34, №17. – P. 1756-1765.
126. 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, № 3. - P. 267-271.

127. Khuyagbaatar B, Kim K, Purevsuren T, Lee SH, Kim YH. 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 Finite Element Analysis. *J Biomech Eng.* 2018 Jul 1;140(7).
128. 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, No. 2. – P. 120–125.
129. 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, № 6. – P. 761-764.
130. Kusumi, K. Formation errors of the vertebral column /K. Kusumi, P.D. Turnpenny // *J Bone Joint Surg.* 2007. – Vol. 89, № 1. -P. 64-71.
131. La Chapelle ZH. Osteotomy of the lumbar spine for correction of kyphosis in a case of ankylosing spondylarthritis. *J Bone Joint Surg Ann.* 1946;28(4):851–8.
132. Lagrone MO, Bradford DS, Moe JH, et al. Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70:569–80.
133. 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, № 3. - P. 324–328.
134. Lei M., Hui W., Wen-Yuan D. Surgical treatment of congenital scoliosis /–2013. – T. 6. – P. 002.
135. Leong JCY, Ma A, Yau A. Spinal osteotomy for fixed flexion deformity. *Orthop Trans.* 1978;2:271.

136. Leong JCY, Yau ACMA. Operationen bei kyphotischer Deformität. In: Orthopädische Operationslehre, 4 Morbus Bechterew. Thieme; New York: 1991. p. 228–50.
137. Leong JCY. Transpedicular decancellation osteotomy for kyphosis in ankylosing spondylitis. *Chin J Orthop*. 1997;17:351–2 (In Chinese).
138. Li Y, He D, Chen N, Lv T, Wu A, Lin Z, Ding Z, Wang Z, Wu L. Optimal axis for lumbosacral interbody fusion: Prospective finite element analysis and retrospective 3D-CT measurement. *Clin Anat*. 2019 Apr;32(3):337-347.
139. 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 [et al.] // *Spine J*. – 2011. – Vol. 11, № 2. – P. 111–118.
140. Lichtblau PO, Wilson PD. Possible mechanism of aortic rupture in orthopaedic correction of rheumatoid spondylitis. *J Bone Joint Surg Am*. 1956;38-A(1):123–7.
141. Liu N, Lu T, Wang Y, Sun Z, Li J, He X. Effects of New Cage Profiles on the Improvement in Biomechanical Performance of Multilevel Anterior Cervical Corpectomy and Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg*. 2019 Sep;129:e87-e96.
142. Lonstein, J.E. Neurologic deficits secondary to spinal deformity. A review of the literature and report of 43 cases / J.E. Lonstein, R.B. Winter, J.H. Moe, D.S. [et al.] // *Spine*. - 1980. – Vol. 5, № 4. – P. 331-355.
143. 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.
144. Luge, E.R. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis / E.R. Luge // *Clin. Orthop*. - 1982. - № 163. - P. 193-198.
145. Luque ER. Vertebral column transposition. *Orthop Trans*. 1983;7:29.
146. MacLennan A. Scoliosis. *Br Med J*. 1922;2:865–6.

147. 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, № 5. – P. 296-301.
148. Mason C, Cozen L, Adelstein L. Surgical correction of flexion deformity of the cervical spine. *Calif Med.*1953;79(3):244–6.
149. Mayer, L. Treatment of congenital scoliosis due to a hemivertebra / L. Mayer// *The Journal of Bone & Joint Surgery*. – 1935. – Vol. 17, № 3. – P. 671-678.
150. 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, № 4. - P. 588-595.
151. Meyer F, Humm J, Purushothaman Y, Willinger R, Pintar FA, Yoganandan N. Forces and moments in cervical spinal column segments in frontal impacts using finiteelement modeling and human cadaver tests. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Feb;90:681-688.
152. 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, № 3. – P. 506-513.
153. 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. - № 185. – P. 35-45.
154. Musapoor A, Nikkhoo M, Haghpanahi M. A finite element study on intra-operative corrective forces and evaluation of screw density in scoliosis surgeries. *Proc Inst Mech Eng H*. 2018 Dec;232(12):1245-1254.
155. 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, № 1. – P. 110–115.

156. Nakashima D, Kanchiku T, Nishida N, Ito S, Ohgi J, Suzuki H, Imajo Y, Funaba M, Chen X, Taguchi T. Finite element analysis of compression fractures at the thoracolumbar junction using models constructed from medical images. *Exp Ther Med*. 2018 Apr;15(4):3225-3230.
157. Nikkhoo M, Cheng CH, Wang JL, Khoz Z, El-Rich M, Hebel N, Khalaf K. Development and validation of a geometrically personalized finiteelement model of the lower ligamentous cervicospine for clinical applications. *Comput Biol Med*. 2019 Jun;109:22-32.
158. Nishida N, Ohgi J, Jiang F, Ito S, Imajo Y, Suzuki H, Funaba M, Nakashima D, Sakai T, Chen X. FiniteElement Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage. *Comput Math Methods Med*. 2019 May 5;2019:8348631.
159. Noordeen, M.H. The surgical treatment of congenital kyphosis / M.H. Noordeen, E. Garrido, S.K. Tucker, H.B.Elsebaie // *Spine*. – 2009. – Vol. 34, № 17. – P. 1808-1814.
160. O'Shaughnessy BA, Koski TR, Ondra SL. Reversal of neurologic deterioration after vertebral column resection by spinal cord untethering and duraplasty. *Spine(Phila Pa 1976)*. 2008;33(2):E50–4.
161. Park TH, Woo SH, Lee SJ, Sohn DM, Chung CK, Kim YJ, Sohn S. Cross-link is a risk factor for rod fracture at pedicle subtraction osteotomy site: A finiteelement study. *J Clin Neurosci*. 2019 Aug;66:246-250.
162. Peng Y, Du X, Huang L, Li J, Zhan R, Wang W, Xu B, Wu S, Peng C, Chen S. Optimizing bone cement stiffness for vertebroplasty through biomechanical effects analysis based on patient-specific three-dimensional finiteelement modeling. *Med Biol EngComput*. 2018 Nov;56(11):2137-2150.
163. 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, № 6. – P. 397-403.

164. Ponte A, Vero B, Siccardi G. Surgical treatment of Scheuermann's hyperkyphosis. In: Winter R, editor. Progress in spinal pathology: kyphosis. Bologna, Italy: AuloGaggi; 1984. p. 75–81.
165. Prakash, S. Posterior Convex Wedge Resection in the Management of Advanced Congenital Scoliosis Caused by Hemivertebra / S. Prakash, R. Voleti // WSJ. - 2006. - Vol. 1, № 2. – P. 75-78.
166. Puttlitz CM, Goel VK, Traynelis VC, et al. A finite element investigation of upper cervical instrumentation. Spine (Phila Pa 1976) 2001;26:2449–55.
167. Quraishi NA, Lewis SJ, Kelleher MO, SarjeantR, Rampersaud YR, Fehlings MG. Intraoperative multimodality monitoring in adult spinal deformity: analysis of a prospective series of one hundred two cases with independent evaluation. Spine (Phila Pa1976). 2009;34(14):1504–12.
168. Ren J, Li R, Zhu K, Han X, Liu X, He Y, Sun Z. Biomechanical comparison of percutaneous posterior endoscopic cervical discectomy and anterior cervical decompression and fusion on the treatment of cervicalspondylotic radiculopathy. J Orthop Surg Res. 2019 Mar 4;14(1):71.
169. Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, et al. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. J Biomechan. 2007; 40(6):1326-1332.
170. 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, № 3. – P. 180-184.
171. Roaf, R. Wedge excision for scoliosis / R. Roaf // J. Bone Jt. Surg. — 1955. – Vol. 37-B, № 1–P. 97-101.
172. 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, № 5. – C. 699-705.

173. Royle, N.D. Operative removal of an accessory vertebrae / N.D.Royle // *Med J.* – 1928. - № 1. – P. - 467–468.
174. 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, № 18. – P. 2132–2138.
175. Ruf, M. Hemivertebra resection and osteotomies in congenital spine deformity / M. Ruf, R. Jensen, L. Letko, J. Harms // *Spine.* – 2009. – Vol.34, № 17. – P. 1791-1799.
176. Sairyo K, Goel VK, Masuda A, Vishnubhotla S, Faizan A, Biyani A, Ebraheim N, Yonekura D, Murakami R, Terai T. Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture. *Eur Spine J.* 2006 Jun;15(6):923-9.
177. Sairyo K, Goel VK, Masuda A, Vishnubhotla S, Faizan A, Biyani A, Ebraheim N, Yonekura D, Murakami R, Terai T. 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. *Eur Spine J.* 2006 Jun;15(6):930-5.
178. Sang D, Cui W, Guo Z, Sang H, Liu B. The Differences among Kinematic Parameters for Evaluating the Quality of Intervertebral Motion of the Cervical Spine in Clinical and Experimental Studies: Concepts, Research and Measurement Techniques. A literature review. *World Neurosurg.* 2019 Sep 21. pii: S1878-8750(19)32505-7.
179. Scudese VA, Calabro JJ. Vertebral wedge osteotomy. Correction of rheumatoid (ankylosing) spondylitis. *JAMA.* 1963;186:627–31.
180. Sevrain A, Aubin CE, Gharbi H, Wang X, Labelle H. Biomechanical evaluation of predictive parameters of progression in adolescent isthmic spondylolisthesis: a computer modeling and simulation study. *Scoliosis.* 2012 Jan 18;7(1):2.

181. 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.
182. Shono, Y. One-stage posterior hemivertebra resection and correction using segmental posterior instrumentation / Y. Shono, K. Abumi, K. Kaneda // Spine. – 2001. – Vol. 26, № 7. – P. 752–757.
183. Smith-Petersen MN, Larson CB, Aufranc OE. Osteotomy of the spine for correction of flexion deformity in rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 1945;27:1–11.
184. Sparrow, D.B. A mechanism for gene–environment interaction in the etiology of congenital scoliosis / D.B. Sparrow, G. Chapman, A.J. Smith [et al.] // Cell. – 2012. - Vol 149, № 2. - P. 295–306.
185. Su Y, Wang X, Ren D, Liu Y, Liu S, Wang P. A finiteelement study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture. Medicine (Baltimore). 2018 Aug;97(34):e12046.
186. Suk SI, Kim JH, Kim WJ, Lee SM, Chung ER, Nah KH. Posterior vertebral column resection for severe spinal deformities. Spine (Phila Pa 1976). 2002;27(21):2374–82.
187. Thambiraj S, Boszczyk BM. Asymmetric osteotomy of the spine for coronal imbalance: a technical report. Eur Spine J. 2012;21 Suppl 2:S225–9.
188. Thiranont N, Netrawichien P. Transpedicular decancellation closed wedge vertebral osteotomy for treatment of fixed flexion deformity of spine in ankylosing spondylitis. Spine (Phila Pa 1976). 1993;18(16):2517–22.
189. Thomasen E. Vertebral osteotomy for correction of kyphosis in ankylosing spondylitis. Clin OrthopRelat Res. 1985;194:142–52.
190. 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, № 12. – P. 1380-1385.

191. 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. № 20. – P.1757–1759.
192. Tsou P.M. Embryogenesis and prenatal development of congenital vertebral anomalies and their classification / P.M. Tsou, A. Yau, A.R. Hodson // *Clin.Orthop*. - 1980. - Vol. 152. - P. 211-232.
193. Umale S, Yoganandan N. Mechanisms of Cervical Spine Disc Injury under Cyclic Loading. *Asian Spine J*. 2018 Oct;12(5):910-918.
194. Urist MR. Osteotomy of the cervical spine; report of a case of ankylosing rheumatoid spondylitis. *J Bone Joint Surg Am*. 1958;40:833–43.
195. 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, № 6. – P. 658-666.
196. 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, № 6. – C. 543-549.
197. Wang H, Mo Z, Han J, Liu J, Li C, Zhou Y, Xiang L, Yang L. Extent and location of fixation affects the biomechanical stability of short- or long-segment pedicle screw technique with screwing of fractured vertebra for the treatment of thoracolumbar burst fractures: An observational study using finite element analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2018 Jun;97(26):e11244.
198. Wang MY, Berven SH. Lumbar pedicle subtraction osteotomy. *Neurosurgery*. 2007; 60(2 Suppl 1):ONS140-6; discussion ONS6.

199. Wang Y, Lenke LG. Vertebral column decancellation for the management of sharp angular spinal deformity. *Eur Spine J.* 2011;20(10):1703–10.
200. Wang Y, Yi XD, Li CD. 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. *Medicine (Baltimore).* 2017 Dec;96(50):e9149.
201. Wang Y, Zhang Y, Zhang X, et al. A single posterior approach for multilevel modified vertebral column resection in adults with severe rigid congenital kyphoscoliosis: a retrospective study of 13 cases. *Eur Spine J.* 2008;17(3):361–72.
202. 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, № 2. – C. 387-393.
203. Weatherley C, Jaffray D, Terry A. Vascular complications associated with osteotomy in ankylosing spondylitis: a report of two cases. *Spine (Phila Pa 1976).* 1988;13(1):43–6.
204. Wilson MJ, Turkell JH. Multiple spinal wedge osteotomy. Its use in a case of Marie Strümpell spondylitis. *Am J Surg.* 1949;77:777–82.
205. 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. № 3. - P. 419-432.
206. 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. № 8. – P. 1188–1197.
207. 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. № 2. – P. 132-137.
208. Wu CC, Jin HM, Yan YZ, Chen J, Wang K, Wang JL, Zhang ZJ, Wu AM, Wang XY. Biomechanical Role of the Thoracolumbar Ligaments of the Posterior Ligamentous Complex: A FiniteElement Study. World Neurosurg. 2018 Apr;112:e125-e133.
209. Wu TK, Meng Y, Liu H, Wang BY, Hong Y, Rong X, Ding C, Chen H. Biomechanical effects on the intermediate segment of noncontiguous hybrid surgery with cervical disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion: a finiteelement analysis. Spine J. 2019 Jul;19(7):1254-1263.
210. Xu M, Yang J, Lieberman IH, Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. Med Eng Phys. 2019 May;67:11-21.
211. 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, № 6. – P. 545-550.
212. Yang B, O'Connell GD. GAG content, fiber stiffness, and fiber angle affect swelling-based residual stress in the intact annulus fibrosus. Biomech Model Mechanobiol. 2019 Jun;18(3):617-630.
213. Yang BP, Ondra SL, Chen LA, Jung HS, Koski TR, Salehi SA. Clinical and radiographic outcomes of History of Spine Osteotomy10thoracic and lumbar pedicle subtraction osteotomy for fixed sagittal imbalance. J Neurosurg Spine.2006;5(1):9–17.
214. 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, № 24. - P. 2052-2060.

215. 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, № 13. - P. 985-988.
216. 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, № 2. – P.372–378.
217. Zhang, J. The efficacy and complications of posterior hemivertebra resection / J. Zhang, W. Shengru, G. Qiu [at al.] // *European Spine Journal.* – 2011. – Vol. 20, № 10. – P. 1692-1702.
218. Zhou C, Cha T, Li G. An upper bound computational model for investigation of fusion effects on adjacent segment biomechanics of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 Nov;22(14):1126-1134.
219. 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, № 3. – P. 536-542.
220. Zhu WY, Zang L, Li J, Guan L, Hai Y.
A biomechanical study on proximal junctional kyphosis following long-segment posterior spinal fusion. *Braz J Med Biol Res.* 2019; 52(5):e7748.
221. Zhu Z, Wang X, Qian B, Wang B, Yu Y, Zhao Q, Qiu Y.
Loss of correction in the treatment of thoracolumbar kyphosis secondary to ankylosing spondylitis: a comparison between Smith-Petersen osteotomies and pedicle subtraction osteotomy. *J Spinal Disord Tech.* 2012; 25(7):383–90.
222. 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, № 1. – P. 41-44.

223. Ziwan JL. Die behandlung der Flexions deformitäten der Wirbelsäule bei der Bechterewschen Erkrankung. Beitr Orthop Traumatol. 1982; 29:195–9.