

«РОССИЙСКИЙ НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ
ИМЕНИ ПРОФЕССОРА А.Л. ПОЛЕНОВА» - ФИЛИАЛ
ФГБУ «СЕВЕРО-ЗАПАДНЫЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ
МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ЦЕНТР
ИМЕНИ В. А. АЛМАЗОВА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

НАЗАРОВ
АЛЕКСАНДР СЕРГЕЕВИЧ

ДИНАМИЧЕСКАЯ ФИКСАЦИЯ ПРИ НЕСТАБИЛЬНОСТИ
В ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ СЕГМЕНТЕ ПОЯСНИЧНОГО
ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

14.01.18 – нейрохирургия

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель –
доктор медицинских наук,
профессор Давыдов Е.А.

Санкт-Петербург
2015

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ.....	5
ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	15
1.1 Функциональная анатомия и биомеханика поясничного отдела позвоночника.....	15
1.2 Понятие о спинальной стабилизирующей системе.....	22
1.2.1 Позвоночный столб.....	22
1.2.2 Спинальная мускулатура.....	26
1.2.3 Нейрональная контролирующая система.....	27
1.3 Нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте.....	28
1.4 Нестабильность в поясничном отделе позвоночника при дегенеративных заболеваниях.....	30
1.5 Дегенерация межпозвонкового диска и возможности его регенерации при воздействии дистракционных усилий	37
1.6 Задняя динамическая фиксация. Концепция динамической фиксации.....	41
1.7 Системы задней динамической фиксации.....	47
1.8 Влияние межкостистых спейсеров на биомеханику позвоночно-двигательного сегмента.....	53
1.8.1 Влияние на диапазон движения оперированного и смежного позвоночно-двигательного сегмента.....	53
1.8.2 Влияние на размер позвоночного канала и межпозвонковых отверстий.....	56
1.8.3 Изменение внутридискового давления, нагрузки на межпозвонковый диск и фасеточные суставы.....	57
1.8.4 Воздействие на локальный сагиттальный баланс и мгновенную ось вращения оперированного позвоночно-двигательного сегмента.....	59

ГЛАВА 2. ХАРАКТЕРИСТИКА КЛИНИЧЕСКИХ НАБЛЮДЕНИЙ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	61
2.1 Общая характеристика клинического материала.....	61
2.2 Методы исследования.....	70
2.2.1 Объективное обследование пациентов.....	70
2.2.2 Рентгенография.....	73
2.2.3 Спиральная компьютерная томография.....	79
2.2.4 Магнитно-резонансная томография.....	82
2.2.5 Электрофизиологическое обследование.....	86
2.2.6 Методика оценки результатов лечения и статистической обработки материала.....	88
ГЛАВА 3. УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИСТРАКЦИИ ОСТИСТЫХ ОТРОСТКОВ.....	93
3.1 Межостистый дистрактор из нитинола с эффектом памяти формы ИЛКОДА.....	93
3.2 Методика установки межостистого дистрактора ИЛКОДА.....	97
3.3 Биомеханическое обоснование применения межостистого дистрактора ИКОДА в клинической практике.....	101
ГЛАВА 4. ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ДЕГЕНЕРАТИВНОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ В ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ СЕГМЕНТЕ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕЖОСТИСТОГО ДИСТРАКТОРА ИЛКОДА.....	110
4.1 Предоперационная подготовка и укладка пациента на операционном столе.....	111
4.2 Применение межостистой динамической фиксации для лечения сегментарной нестабильности.....	114
4.3 Хирургическое лечение изолированной дегенеративной сегментарной нестабильности.....	121
4.4 Применение межостистого спейсера ИЛКОДА в гибридных	123

системах.....	
4.5 Ведение пациентов в послеоперационном периоде.....	126
ГЛАВА 5. БЛИЖАЙШИЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕЖОСТИСТОГО ДИСТРАКТОРА ИЛКОДА.....	128
5.1 Динамика болевого синдрома.....	128
5.2 Оценка качества жизни в послеоперационном периоде.....	133
5.2.1 Оценка качества жизни по опроснику Освестри.....	133
5.2.2 Оценка качества жизни по опроснику SF-36.....	136
5.3 Оценка исходов хирургического лечения по модифицированной шкале MacNab.....	140
5.4 Влияние межостистого дистрактора ИЛКОДА на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента.....	145
5.5 Осложнения хирургического лечения.....	152
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	157
ВЫВОДЫ.....	165
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	167
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	179
ПРИЛОЖЕНИЕ.....	191

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

ВАШ – визуально-аналоговая шкала боли

МРТ – магнитно-резонансная томография

МПД – межпозвонковый диск

МПО – межпозвонковое отверстие

МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография

Н – Ньютон (единица измерения силы)

ПДС – позвоночно-двигательный сегмент

СКТ – спиральная компьютерная томография

СН – сегментарная нестабильность

СОП – синдром оперированного позвоночника

ЭМГ – электромиография

ЭНМГ – электронейромиография

ЭФ – эпидуральный фиброз

Max – максимальное значение

Min – минимальное значение

NZ (neutral zone) – нейтральная зона

ODI - Oswestry Disability Index (Индекс ограничения жизнедеятельности Освестри)

ROM (range of motion) – диапазон движения

Std.Dev. – стандартное отклонение

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы

Боли в поясничном отделе позвоночника являются большой проблемой медицины. Согласно литературным источникам, вероятность появления болей в поясничном отделе позвоночника при жизни составляет около 50-70% [Biering-Sorensen F, 1982], по другим данным около 60-80% [Long D., BenDebba M., Torgenson W., 1996] с распространенностью около 18% [Nagi S.Z., 1973], а боль в спине является второй по частоте причиной обращения к врачу и третьей причиной госпитализации пациентов [Вознесенская Т.Г., 2001]. И хотя большинство эпизодов поясничных болей (80-90%) исчезают в течение 2-3 месяцев, рецидив болевого синдрома возникает часто [Hides J., 1996]. Среди всех пациентов, страдающих поясничным остеохондрозом, 5-10% получают инвалидность в виду хронического болевого синдрома, на лечение которого уходит до 75-90% стоимости [Романенков В.М., Самошенков А.Г., 2002; Indahl A., 1995]. В промышленно развитых странах трудопотери по причине болей в поясничном отделе позвоночника оцениваются в 15-50 миллиардов долларов в год [Morris A., 1985; Spengler D.M., 1986]. Несмотря на большое количество патологических состояний, которые могут быть причиной люмбалгии, 85% из этой группы классифицируются как «неспецифические боли в нижней части спины» («non specific low back pain») [Dillingham T., 1995]. Изучение данной проблемы позволило выделить одной из основных причин болей клинически значимую нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника при отсутствии костных дефектов [Friberg O., 1987; Long D., 1996; Nachemson A.L., 1985].

Сегментарная нестабильность (СН) в позвоночно-двигательном сегменте (ПДС) поясничного отдела позвоночника считается возможным патофизиологическим механизмом, лежащим в основе возникновения болей

в поясничном отделе позвоночника, радикулопатии и синдрома нейрогенной перемежающейся хромоты, а также является важным фактором в определении показаний к хирургическому лечению. СН поясничного отдела позвоночника остается спорным разделом вертебрыологии. В настоящее время существует большое множество взглядов относительно диагностики и выбора эффективного метода лечения. Клиническая картина не является специфичной, а взаимоотношение рентгенологических данных и клинической картины противоречивы. Благодаря простоте метода, низкой стоимости, высокой доступности и широкой распространенности, функциональная рентгенография является наиболее изученным и самым используемым методом диагностики нестабильности.

Позвоночный столб состоит из сегментов, описанных как «позвоночно-двигательные сегменты», состоящие из двух позвонков и соединительных мягкотканых компонентов. В нормальных условиях повседневной жизни позвоночник имеет возможность обеспечивать основные функциональные требования посредством подвижности, стабильности и прочности. Это является результатом взаимодействия каждого ПДС, обладающего специфическими механическими характеристиками.

Стабильность определяется как возможность сохранять взаимоотношения между позвонками и ограничивать их смещение в зависимости от физиологического положения тела и нагрузки [Guillot M., Fournier J., 1988]. Стабильность является необходимым условием для позвоночного столба, чтобы предотвратить преждевременное повреждение его элементов, защиты спинного мозга и корешков спинномозговых нервов, а также свести к минимуму расход энергии.

Одной из важных функций поясничного отдела позвоночника заключается в удержании верхней части тела путем передачи продольных и поперечных сил нижней части тела при выполнении повседневной деятельности. Для осуществления правильной передачи этих сил

необходимым условием является стабильность спинальной системы. Стабильность поясничного отдела позвоночника в целом обеспечивается взаимодействием межпозвонковых дисков, фасеточных суставов, связочного аппарата и мышц. Дегенеративные процессы, воздействующие на межпозвонковые суставы и дугоотростчатые суставы, влияют на стабильность позвоночно-двигательного сегмента [Dupuis P.R., Yong-Hing K., 1985; Kirkaldy-Willis WH., Farfan HF., 1982; Knuttson F., 1944; Fujiwara A., 2000.]. Хотя сегментарная нестабильность часто используется как синоним дегенеративного спондилолистеза, существуют иные состояния, которые могут быть потенциальными причинами нестабильности (спинальная травма, хирургическое вмешательство, спондилолиз, опухоли или инфекционные поражения).

В течение длительного времени «золотым стандартом» лечения нестабильности на фоне дегенерации межпозвонкового диска считалась фиксация ригидными системами, однако высокая стабильность, достигаемая при имплантации данных систем, не коррелировала с ожидаемыми клиническими результатами [Gibson Alastair J.N., 2005]. Основными проблемами ригидной фиксации явились сохранение болевого синдрома, нарушение сагиттального и фронтального баланса и дегенерация межпозвонкового диска на смежных уровнях. Недостатки жесткой фиксации, а также постепенный характер дегенерации межпозвонкового диска привели к пересмотру философии от применения фиксации у всех пациентов с болями в поясничном отделе позвоночника к более специфичному лечению. Изменение философии было основано на понимании биомеханики позвоночно-двигательного сегмента и позвоночника в целом в норме и при патологических процессах, биологии и механобиологии в сочетании с достижениями в области физики материалов и тканевой инженерии. Такое постепенное смещение взглядов привело к формированию концепции «сохранения движения» и «динамической фиксации».

Степень разработанности темы

В данной работе проведена комплексная оценка эффективности использования межкостистой динамической фиксации при СН, развивающейся на фоне дегенеративно-дистрофических изменений поясничного отдела позвоночника. Особенность данного диссертационного исследования заключалась в разработке методики динамической фиксации оперированного сегмента с помощью устройства для distraction остистых отростков из нитинола с эффектом памяти формы и апробации методики в клинической практике. Проблеме использования межкостистых спейсеров в хирургии дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника посвящено большое количество отечественных и зарубежных научных работ, однако исследований, посвященных проблеме оценки эффективности фиксации нестабильного ПДС с помощью межкостистой стабилизации с помощью нитинолового дистрактора, в доступной научной литературе мы не нашли. Поэтому апробация данной методики у пациентов с СН в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника является инновационным исследованием.

Цель исследования

Усовершенствовать методы хирургического лечения дегенеративной нестабильности в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника.

Задачи исследования

1. Оценить эффективность использования межкостистой динамической фиксации в хирургическом лечении и профилактике сегментарной нестабильности в оперированном позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника

2. Изучить влияние межкостистой динамической фиксации на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента в зависимости от выраженности дегенеративных изменений

3. Оценить воздействие межкостистой динамической фиксации на элементы позвоночно-двигательного сегмента

4. Уточнить алгоритм принятия решения о выборе динамической фиксации на этапе предоперационного планирования

Научная новизна

В результате проведенного исследования разработана методика динамической фиксации оперированного сегмента с помощью устройства для distraction остистых отростков из нитинола с эффектом памяти формы, (патент № 2453289 от 12.11.2010 г., рабочее название нитинолового дистрактора ИЛКОДА).

На основании клинического материала проведена оценка влияния межкостистой динамической фиксации на биомеханику оперированного ПДС. Оценены возможности динамической фиксации в лечении СН и в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника на фоне его дегенеративных изменений.

Выполнено математическое обоснование использования дистрактора остистых отростков ИЛКОДА в клинической практике на основании конечно-элементного анализа.

Уточнены показания к применению межкостистой динамической фиксации при СН в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника.

Разработано устройство для обеспечения функционального сгибания поясничного отдела позвоночника во время оперативных вмешательств на его структурах (патент № 02445948 от 04.06.2010 г.).

Разработан, запатентован и внедрен в клиническую практику фиксатор для протезирования связочных и костных структур позвоночника при ламинопластике (патент № 2514121 от 27.04.2014 г.).

Разработан и запатентован способ протезирования пульпозного ядра межпозвонкового диска (патент № 2557918 от 30.06.2015 г.).

Практическая значимость

Разработана методика динамической фиксации оперированного позвоночно-двигательного сегмента и внедрена в клиническую практику с применением устройства из нитинола, - дистрактора остистых отростков ИЛКОДА (патент № 2453289 от 12.11.2010 г.). На основании проведенного исследования уточнены показания к применению динамической фиксации с помощью дистрактора остистых отростков ИЛКОДА.

Оценка ближайших результатов хирургического лечения пациентов позволила обосновать применение динамической фиксации при умеренной дегенерации межпозвонкового диска.

Обоснована целесообразность применения межостистой динамической фиксации для лечения и профилактики СН в ПДС поясничного отдела позвоночника при его дегенеративном поражении; межостистый спейсер является достаточным инструментарием для лечения умеренной СН, а динамическая фиксация – методом сохранения движения в оперированном ПДС.

Методология и методы исследования

Методология исследования основана на системном структурно-функциональном подходе, направленном на оценку влияния межостистой динамической фиксации на биомеханику позвоночно-двигательного сегмента и изучение условий применения методики в повседневной клинической деятельности. Диссертационное исследование проводилось в несколько

этапов. На первом этапе изучалась доступная отечественная и иностранная литература, посвященная данной проблеме, и составление дизайна исследования. На втором этапе производился отбор пациентов и включение их в исследование, выполнение оперативного пособия. На третьем этапе всем пациентам проводилось динамическое обследование в установленные сроки. Четвертый этап подразумевал сравнительный анализ полученных данных с применением статистических методов.

Положения, выносимые на защиту

1. Межкостистая динамическая фиксация является надежным методом хирургического лечения умеренной сегментарной нестабильности в позвоночно-двигательном сегменте при дегенеративном поражении поясничного отдела позвоночника. Применение межкостистой динамической фиксации после микрохирургической декомпрессии структур позвоночного канала позволяет избежать развития вторичной нестабильности в оперированном позвоночно-двигательном сегменте.

2. Полезная работа межкостистого дистрактора зависит от степени дегенерации межпозвонкового диска. Наиболее эффективно дистрактор влияет на вертикальный размер межпозвонковых отверстий и задние отделы межпозвонкового диска. Применение межкостистой динамической фиксации не влияет на развитие так называемого «дегенеративного каскада».

3. Планируя межкостистую динамическую фиксацию на предоперационном этапе, необходимо выполнение функциональной рентгенографии и МРТ поясничного отдела позвоночника.

Личный вклад автора

Автором лично разработан дизайн исследования, осуществлен подбор методик исследования, а также лично проведено ортопедо-неврологическое обследование всех пациентов, включенных в исследование. Кодирование

данных, проведение статистической обработки выполнено лично автором. Исследователь лично принимал участие в операциях у включенных в исследование пациентов и самостоятельно выполнял этап установки межкостистого дистрактора. Доля участия составляет 90%. Автором самостоятельно написан текст диссертации и автореферата, подготовлена презентация для апробации и защиты.

Апробация работы

Основные положения диссертационного исследования были доложены и обсуждены на Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Поленовские чтения» (Санкт-Петербург, 2014), II Международной научно-практической конференции по нейрореабилитации в нейрохирургии (Казань, 2014), VII Всероссийском съезде нейрохирургов (Казань, 2015).

Апробация работы проводилась на заседании ученого совета «Российского научно-исследовательского нейрохирургического института имени профессора А.Л. Поленова» - филиала ФГБУ «Северо-Западный федеральный медицинский исследовательский центр» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Внедрение в практику

Результаты исследования внедрены в программу обучения кафедры нейрохирургии Северо-Западного государственного медицинского университета имени И.И. Мечникова.

Методика хирургического лечения СН с помощью межкостистой динамической фиксации внедрена в клиническую «Российского научно-исследовательского нейрохирургического института имени профессора А.Л. Поленова» - филиала ФГБУ «Северо-Западный федеральный медицинский исследовательский центр» Министерства здравоохранения Российской

Федерации, СПб ГБУЗ «Городская Мариинская больница», СПб ГБУЗ «Городская больница Святой преподобномученицы Елизаветы».

По теме диссертации опубликовано 19 научных работ, из них 3 статьи в журналах, рекомендованных перечнем ВАК, получено 3 патента на изобретения

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 195 страницах машинописного текста и состоит из введения, 5 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и приложения. Список литературы содержит 192 источника, из которых 30 отечественных и 162 иностранных. В приложении представлены акты внедрения материалов работы в практическое здравоохранение, патент на изобретение. Диссертация иллюстрирована 46 рисунками и содержит 26 таблиц.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Функциональная анатомия и биомеханика поясничного отдела позвоночника

Позвоночно-двигательный сегмент поясничного отдела позвоночника может быть обозначен как наименьшая функциональная единица [Берснев В.П., Давыдов Е.А., Кондаков Е.Н., 1998]. Это вязкоупругое сочленение, проявляющее свойства жидкости (вязкости) и твердого тела (упругости), что определяет постепенную деформацию и восстановление в ответ на нагрузку и ее прекращение соответственно, которые зависят от скорости приложения и уменьшения нагрузки. ПДС поглощает энергию, движется в шести степенях свободы, имеет взаимосвязанные движения и зависит от механических свойств костной и хрящевой ткани, а также связочного аппарата [Panjabi M.M., White A.A., 1978; Kazarian L., 1972; Pope M.H., 1989].

Тело позвонка является ключевым костным элементом несущей системы позвоночника [Pope M. H., 1989]. Оно состоит из наружного, более плотного кортикального слоя и губчатого вещества, имеющего сотовую структуру. В отличие от кортикальной кости, обладающей высокой прочностью, но низкой адаптивностью к деформации, губчатый слой может перераспределять нагрузку, деформируясь (амортизируя) без нарушений целостности. При увеличении нагрузки, вызывающей деформацию замыкательных пластинок, происходит выталкивание крови из тел позвонков через множественные сосудистые отверстия. Это происходит благодаря сжатию костного мозга, который считается основным элементом сопротивления динамическим пиковым нагрузкам [White A.A., Panjabi M.M., 1990.]. Тем не менее, следует отметить, что поскольку сила противодействия тела позвонка напрямую связана с содержанием костной ткани, позвонки с пониженным содержанием костной ткани (например, у пациентов с остеопорозом) будут более подвержены переломам при нагрузке.

Межпозвонковый диск (МПД) и смежные тела позвонков формируют единую систему, в которой коллагеновые волокна диска тесно вязаны с хрящевыми замыкательными пластинками. Неизменный МПД состоит из пульпозного ядра и фиброзного кольца. Пульпозное ядро содержит большее количество гидрофильных протеогликанов, чем фиброзное кольцо, тогда как фиброзное кольцо включает большее количество коллагена [Adams P., Eyre D.R., Muir H., 1977.]. Фиброзные кольца состоят из сложной системы фиброзных пучков, называемых пластинками, которые с течением времени становятся более компактными и ориентируются центробежно, дифференцируясь в волокна Шарпея, в результате чего формируется прямая связь между краями позвонка по периферии. Эти волокна коллагена переплетаются с передней и задней продольными связками и совместно участвуют в стабилизации ПДС [Beattie P., 1996.].

МПД является основной несущей системой ПДС. Пульпозное ядро с высоким содержанием воды имеет гидростатические свойства, формирует точку опоры при движении позвоночника и обеспечивает радиальную передачу сил. Нагрузка, перпендикулярная к поверхности МПД, передается радиально пульпозным ядром и распределяется поперечно в фиброзном кольце, которое имеет высокое сопротивление по периферии. Вследствие дисперсии нагрузки пульпозное ядро снижает риск механических повреждений.

В состоянии отдыха пульпозное ядро имеет положительное давление, которое увеличивается при нагрузке. При аксиальной нагрузке повышенному внутридисковому давлению противодействует напряжение кольцевых волокон и выбухание диска. При сгибании, разгибании и боковом сгибании возникают те же самые процессы. При аксиальной ротации кольцевые волокна растягиваются с одной стороны и укорачиваются и деформируются с другой [Pore M.H., 1989]. Так как ротация и боковое сгибание могут быть

связаны друг с другом, напряжение в диске является сочетанием растяжения, сжатия и сдвига.

Суставные отростки являются продолжением дуг, их суставные поверхности покрыты гиалиновым хрящом. В поясничном отделе наклон фасеточных суставов по отношению к средней линии варьирует в зависимости от ПДС. Рострально дугоотростчатые суставы в поясничном отделе позвоночника ориентированы практически сагиттально, тогда как в каудальном направлении принимают более коронарную ориентацию. Такая пространственная конфигурация определяет большой объем движений в сагиттальной плоскости (сгибание-разгибание), более ограниченный объем при боковом (вправо и влево) сгибании и незначительный диапазон движений при ротации [Ahmed A.M., Duncan N.A., 1990].

Важность суставов для биомеханики позвоночника хорошо известна [Posner I., White A.A., 1982; Adams M.A., 1983; Denis F., 1983]. Фасеточные суставы подвергаются значительным силам и защищают МПД нижних отделов поясничного отдела от воздействия поперечных сил [Nachemson A.L., 1979; Fiorini G.T., 1976]; кроме того, суставы являются основными элементами, противодействующими ротационным и скручивающим силам [Adams M.A., 1983; Denis F., 1983].

В 1983 году Denis [Denis F., 1983] предложил трехколонную теорию. Позвоночник делится на три колонны на сагиттальной плоскости: переднюю, среднюю и заднюю. Передняя колонна включает переднюю продольную связку, переднюю половину тела позвонка и МПД. Средняя колонна формируется задней продольной связкой, задней половиной тела позвонка и МПД. Задняя колонна включает костные и связочные структуры кзади от задней продольной связки: ножки, дуги, фасетки, остистые отростки и связочный аппарат. При активном разгибании фасетки могут функционировать как точки опоры, тем самым снижая нагрузку на передние и средние колонны позвоночника и МПД. При снижении нагрузки на

межпозвонковый диск эффект точки опоры уменьшает протрузию МПД [Jackson R.P.; 1992].

Капсулы дугоотростчатых суставов имеют богатую сеть нервных окончаний афферентов болевой системы, поэтому они могут быть источником боли в поясничном отделе позвоночника. Капсула фасеточного сустава, вероятно, является основной стабилизирующей структурой среди элементов заднего комплекса при сгибании. Posner I. с соавторами, а позднее Adams M.A. и Hutton W.C., используя моделирование физиологических нагрузок и движения, производили абляцию различных структур и показали, что капсула сустава является основной стабилизирующей структурой и способна снижать нагрузку в половину при воздействии флексионных сил [Posner I., White A.A., 1982; Adams M.A., Hutton W.C., 1983].

Связочный аппарат поясничного отдела позвоночника должен обеспечивать достаточный объем движений, одновременно сохраняя фиксированное постуральное отношение между позвонками. Связки противостоят силам растяжения, но деформируются при действии компрессии.

Передняя продольная связка прикрепляется к фиброзным кольцам МПД и краям смежных замыкательных пластинок и тесно связана с передней поверхностью тел позвонков.

Задняя продольная связка менее развита, чем ее антагонист в поясничном отделе. Ее волокна вплетаются в коллагеновые волокна задних отделов фиброзного кольца на уровне МПД, но не прикрепляется к центральной части задней поверхности тел позвонков. Желтая связка является плотной, широкой структурой, прикрепляется к дугам смежных позвонков. Желтые связки, обладая высокой эластичностью, оказывают стягивающие силы на дуги, прижимая позвонки друг к другу и удерживая их на одной линии.

Межостистые, надостные и межпоперечные связки помогают объединять позвонки. Межостистые связки являются тонкими мембранными структурами, соединяющие смежные остистые отростки. Rissanen P.M. провел детальное макро- и микроскопическое исследование на 30 трупах (возраст от 30 до 70 лет) [Rissanen P.M., 1964]. Он выявил, что в 80% случаев выявлялась одинаковый тип и степень дегенерации межпозвонкового диска и соответствующей межостистой связки в позвоночно-двигательных сегментах L_{IV}-L_V и L_V-S_I. Данные изменения в структурах, как оказалось, были одновременными, а не последовательными и включали частичный или полный разрыв (30%), накопление жира и мукополисахаридов и формирование внутрисвязочных пространств, подобных суставной полости, называемых кавитационными. Данные находки позволяют предположить, что межостистые связки играют незначительную роль в стабильности поясничного отдела позвоночника у взрослых. Напротив, надостные связки играют большую роль в поясничном отделе позвоночника. Myklebust J.B. с соавторами изучал связки при секции и выявил, что межостные связки разрывались при силе в диапазоне от 85 до 185 Н, тогда как надостных связок получены значения в диапазоне от 293 до 750 Н [Myklebust J.B., Pintar F, Yoganandan N, et al. 1988].

Межпоперечные связки соединяют поперечные отростки позвонков и являются слабыми структурами за исключением связок поясничного отдела позвоночника. Подвздошно-поясничные связки и их задний пучок осуществляют контроль за движениями в пояснично-крестцовом отделе, особенно сгибание; вертикальный размер (толщина) поперечных отростков L_V позвонка может быть показателем функциональной прочности подвздошно-поясничных связок [Miyasaka K., Ohmori K., 2000].

Движение в каждом ПДС активно контролируется мышцами [Panjabi M.M., 1992]. Поясничный отдел имеет большое количество активных мышц. Мышца, выпрямляющая позвоночник, мышцы живота и поясничные мышцы

активно участвуют в поддержании функциональной стабильности в положении стоя и сидя. Также они способствуют очень высоким нагрузкам, которым подвергается поясничный отдел позвоночника.

Рассматривая движение ПДС в статических условиях, внутренняя стабильность позвоночника основывается на конфигурации фасеток, внутридисковом давлении, которое поддерживается напряжением связок, а также пространственными характеристиками позвонков, что придает адекватную стабильность позвоночнику. Проблема стабильности позвоночника заключается в его подвижности, которая в любой момент может изменить равновесие при воздействии на отдельный ПДС сил ускорения.

В нормальных условиях при флексионно-экстензионных движениях в поясничном отделе позвоночника ротация в сагиттальной плоскости, выявляемая при изменении в угле, формируемым двумя противоположными замыкательными пластинками, и трансляция в сагиттальной плоскости (определяемая при смещении одного позвонка относительно нижележащего позвонка) могут быть изучены. Избыточные движения ограничиваются неизменными структурами ПДС. Общий диапазон движений в двигательном сегменте может быть разделен на нейтральную зону и эластическую зону. Panjabi M.M. [1992] определил нейтральную зону как диапазон движений, при котором относительно большое межпозвонковое движение вызывается минимальным усилием; она является частью общего диапазона движений. В эластической зоне, находящейся в крайних положениях общего диапазона движений, движение осуществляется с существенным внутренним сопротивлением. Концепция нейтральной зоны основывается на том наблюдении, что кривая нагрузки-смещения в типичном ПДС не является линейной, с высокой эластичностью движения, возникающей вокруг нейтральной позиции позвоночника и с уменьшенным пассивным сопротивлением движению вблизи окончания диапазона

движения. Увеличение в нейтральной зоне может привести к более высокой возможности перенапряжения связок и быть источником нестабильности [Sharma M., Langrana N.A., 1995].

Самыми распространенными движениями в поясничном отделе позвоночника является сгибание и разгибание в сагиттальной плоскости, более ограниченными движениями является аксиальная ротация и боковое сгибание. В более сложных движениях участвуют сочетание переднего сгибания, бокового сгибания и скручивания. Измерения смещения в горизонтальной плоскости и углового смещения между позвонками, проведенные в опыте *in vitro* после последовательного выделения структур ПДС, помогает определить их соответствующую роль.

Переднее сгибание является результатом передней компрессии МПД и раздельного скольжения фасеток. Данное движение контролируется межостистыми, надостными связками, фасеточными суставами и их капсулами, межпозвонковым диском и параспинальной мускулатурой [Sharma M., Langrana N.A., 1995; Gillespie K.A., 2004]. При разгибании основными стабилизирующими структурами являются передняя продольная связка, передняя часть фиброзного кольца, фасеточные суставы и прямая мышца живота [Haher T.R., O'Brien M. Et al., 1994]. Ротация контролируется, главным образом, МПД и фасеточными суставами [Farfan H.F., Cossette J.W., 1970, Gillespie K.A., 2004]. При боковом сгибании, являющимся сочетанием некоторой ротации и раздельного скольжения фасеток, межпоперечных связки, вероятно, играют важную роль [Panjabi M.M., Goel V.K., 1982].

1.2. Понятие о спинальных стабилизирующих системах

Panjabi M.M. была выдвинута концепция, что общая механическая стабильность позвоночника, особенно в динамических состояниях и при высоких нагрузках, обеспечивается элементами позвоночного столба и точно координированной деятельностью мышц. Спинальная стабилизирующая

система состоит из трех подсистем: элементы позвоночного столба, обеспечивающие внутреннюю стабильность, спинальная мускулатура, обеспечивающая динамическую стабильность, и нейрональная контролирующая подсистема, оценивающая стабильность и координирующая мышечный ответ [Panjabi M.M., 1992] (рисунок 1). В физиологических условиях все подсистемы работают согласованно и обеспечивают необходимую механическую стабильность. В динамической фазе каждый элемент ПДС преобразует информацию о пространственном взаимоотношении структур. Нейрональная контролирующая подсистема вычисляет необходимую нестабильность и генерирует соответствующий паттерн мышечной активности для каждого случая.

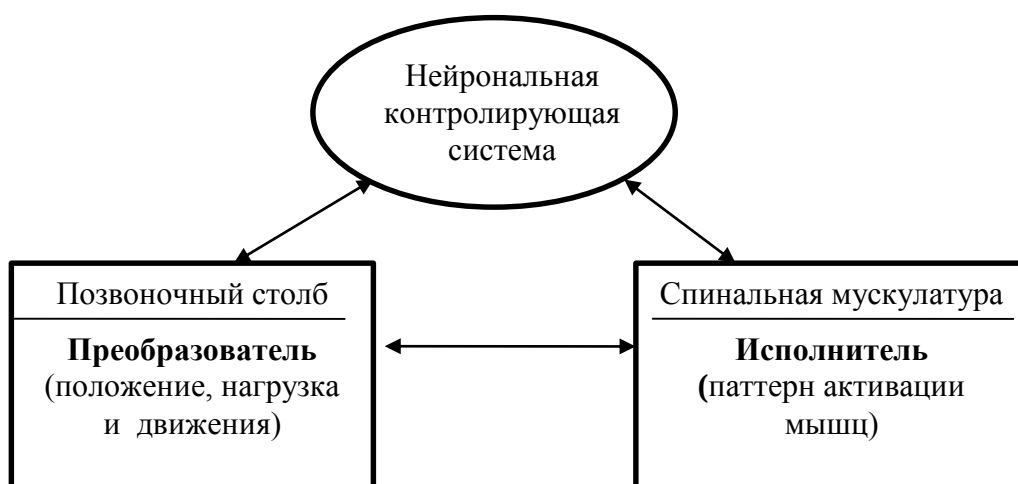


Рисунок 1. Спинальная стабилизирующая система [Panjabi M.M., 1992]

1.2.1 Позвоночный столб

Биомеханические исследования в контролируемых лабораторных условиях создали определенное представление о роли элементов позвоночника (межпозвонковых дисков, связок, фасеток) в обеспечении стабильности. Кривая нагрузка-смещение часто используется как мера физических свойств позвоночного столба или любой другой структуры.

Кривая может быть линейной или нелинейной. При исследовании искусственно созданных структур, например, стальной пружины, кривая «нагрузка-смещение» имеет вид прямой, то есть соотношение нагрузки и смещения имеет постоянный характер. Такая кривая может быть представлена единственным значением, углом наклона прямой, являющейся жесткостью конструкции. В свою очередь, кривая «нагрузка-смещение» позвоночника является нелинейной, а объем движения увеличивается с нагрузкой. Схематически кривая «нагрузка-смещение» для ПДС при сгибании и разгибании представлена на рисунке 2. Как видно, это нелинейная кривая. Позвоночник является гибким при небольших нагрузках и увеличивает жесткость при увеличении нагрузки. Наклон линии (жесткость позвоночника) изменяется в зависимости от нагрузки. По мнению Panjabi М.М., описание жесткостью биомеханических систем является неадекватным, потому были предложены два параметра: диапазон движений (range of motion, ROM) и нейтральная зона (neutral zone, NZ).

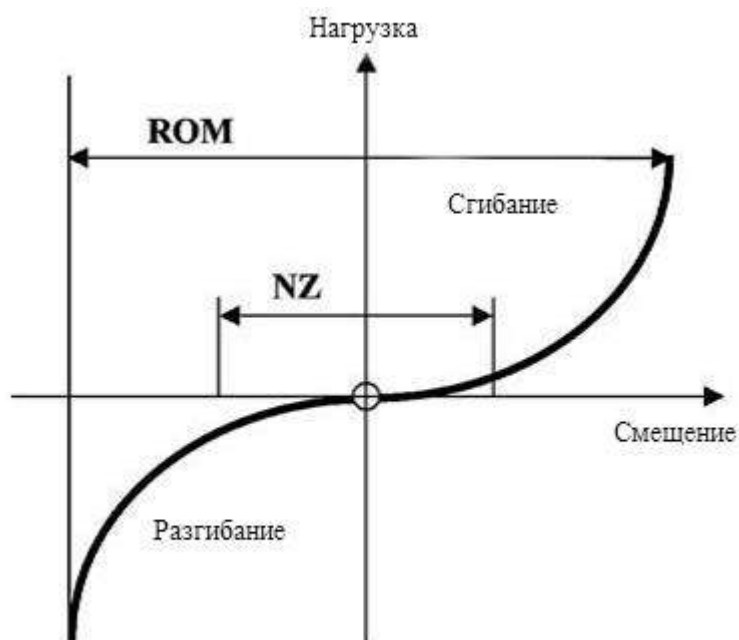


Рисунок 2. Кривая «нагрузка-смещение» для позвоночно-двигательного сегмента при сгибании и разгибании

Нейтральная зона является частью диапазона движений, в которой осуществляется минимальное сопротивление межпозвонковому движению. Кривая «нагрузка-смещение» может быть описана с помощью аналогии «шар в чаше» (рисунок 3) [Panjabi M.M., 2003].

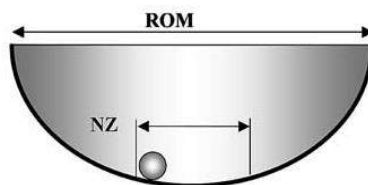


Рисунок 3. Графическая аналогия кривой «нагрузка-смещение»

Кривая «нагрузка-смещение» изображена в виде чаши. Шар легко перемещается в пределах нейтральной зоны (основания чаши), но требует больших усилий для перемещения во внешних отделах диапазона движений (крутые стороны чаши). Форма чаши описывает стабильность позвоночника. Более глубокая чаша указывает на большую стабильность, тогда как более мелкая чаша указывает на меньшую стабильность.

Ранние исследования *in vitro* на ПДС при аксиальной компрессии показали, что повреждение межпозвонкового диска не изменяет его механических свойств [Markolf K.L., Morris J.M.T., 1974], однако более поздние исследования не подтвердили этих данных [Goel V.K., Goyal S., 1985; Panjabi M.M., 1984]. Различия между исследованиями, главным образом, лежат в направлении приложения нагрузки. Компрессионные нагрузки, хотя и имеют клиническую значимость, не являются единственным видом нагрузок в повседневной деятельности. В более поздних исследованиях биомеханика ПДС до и после повреждения МПД измерялась при шести движениях: сгибании, разгибании, лево- и правосторонней аксиальной ротации, лево- и правостороннем боковом сгибании. Для каждой из этих нагрузок были измерены трехмерные межпозвонковые. Panjabi M.M. выявил значительные изменения в биомеханике позвоночно-двигательного

сегмента после повреждения как фиброзного конца, так и пульпозного ядра [Panjabi M.M., Krag M.H., 1984].

Все элементы позвоночного столба: межпозвонковые диски, связки и фасеточные суставы, - способствуют формированию стабильности в различной степени. В исследованиях ПДС поясничного отдела позвоночника, препарат подвергался сгибанию и разгибанию при последовательном отсечении связок сзади наперед и спереди назад [Posner I., White A.A., 1982]. При флексии и отсечении связок в переднем направлении выявлялось увеличение дополнительных движений и значительных резидуальных движений после пересечения фасеточного сустава. При разгибании и рассечении структур спереди назад, была выявлена значительная остаточная деформация после рассечения передней половины межпозвонкового диска. Фасеточные суставы компенсируют аксиальные и поперечные силы и лимитируют межпозвонковую ротацию в поясничном отделе позвоночника до 2° в любую сторону. Такое ограничение движений связано с двумя факторами: высокой конгруэнтностью суставных поверхностей верхнего и нижнего дугоотростчатых суставов и межпозвонковым диском [Farfan H.F., Cossette J.W., 1970]. В своих исследованиях Abumi и Panjabi [Abumi K., Panjabi M.M., 1990] выявили эффект фасетэктомии, как наиболее часто выполняемой операции, на диапазон движений ПДС поясничного отдела позвоночника. На препаратах они выполняли иссечение надостистой и межостной связок, унилатеральную медиальную фасетэктомию, билатеральную медиальную фасетэктомию, одностороннюю тотальную фасетэктомию и билатеральную тотальную фасетэктомию. Было выявлено, что иссечение надостистой и межостной связок не влияет на движения в поясничном отделе позвоночника. Однако, односторонняя медиальная фасетэктомия способствовала увеличению флексии, тотальная фасетэктомия с одной стороны увеличила ротацию с противоположной стороны, тотальная

фасетэктомия увеличила аксиальную ротацию с обеих сторон. Экстензия и боковое сгибание не имели значительного увеличения.

1.2.2 Спинальная мускулатура

Мышечный аппарат, обеспечивающий механическую стабильность позвоночного столба, включает в себя паравертебральные мышцы и мышцы передней брюшной стенки. Эйлер, швейцарский ученый, в 1744 году разработал математическую теорию расчета несущей способности для длинных тонких колонн [Solomonow M., 1998]. Критическая нагрузка на колонну была определена как минимальный вес, размещенный сверху, который может вызвать изгибание (выпучивание). Согласно данной теории критическая нагрузка прямо пропорциональна жесткости колонны. Следовательно, чем выше жесткость (толщина) колонны, тем выше критическая нагрузка при условии сохранения стабильности структуры. Критическая нагрузка позвоночного столба составляет приблизительно 90 Н или < 20 фунтов [Crisco J.J., 1989]. Это намного меньше, чем рассчитанная *in vivo* нагрузка 1500 Н и выше [Nachemson A., Morris J.M., 1964]. Такое отличие между нагрузками, рассчитанными *in vivo* и *in vitro* могут быть объяснены тем, что мышцы выступают в качестве «растяжек» в жесткости, увеличивая, таким образом, критическую нагрузку и стабильность [Panjabi M.M., 2003].

Для оценки стабилизирующей роли спинальной мускулатуры Panjabi M.M. с коллегами провел исследование на позвоночно-двигательном сегменте [Panjabi M.M., Abumi K., 1989] и выявили, что при повреждениях мышцы уменьшают нейтральную зону, значительно не изменяя диапазон движения.

Cholewick J. и McGill S.M. разработали комплексную математическую модель для оценки механической стабильности поясничного отдела позвоночника на основании внешней нагрузки и сигналов, получаемых от

различных мышц при электромиографии [Cholewick J., McGill S.M.M., 1996]. Они выявили, что стабильность позвоночника обеспечивается в основном за счет мышц; большая внешняя нагрузка задействует большее количество мышц, обеспечивая большую стабильность. Это же верно и для меньших нагрузок. Таким образом, если позвоночник подвергается внезапным нагрузкам (например, споткнуться), то существует высокая вероятность повреждения позвоночника при минимальных нагрузках.

1.2.3 Нейрональная контролирующая система

Этиология болей в поясничном отделе позвоночника окончательно неясна. Существует гипотеза, что определенная доля пациентов может иметь субоптимальный нервно-мышечный контроль, особенно в динамических условиях [Panjabi M.M., 2003]. Было выполнено несколько исследований в данном направлении. В одном из первых исследований определялось колебание центра тяжести тела у пациентов со спинальным стенозом [Hanaï K., Ishii K., 1988]; проводилось тестирование до и после развития нейрогенной перемежающей хромоты. Авторы выявили увеличение колебания центра тяжести после возникновения нейрогенной хромоты. В другом исследовании колебание центра тяжести сравнивалось среди пациентов среднего возраста, страдающих болями в поясничном отделе позвоночника [Byl N.N., Sinnott P.L., 1991]. Исследователи выявили, что пациенты, предъявляющие боли в поясничном отделе позвоночника имеют большее колебание центра тяжести по сравнению с контрольной группой.

Считается, что спинальная стабилизирующая система функционирует посредством изменения паттерна мышечной активности в ответ на изменение сигнала от механорецепторов суставно-связочного аппарата [Panjabi M.M., 1992]. Для лучшего понимания связи между механорецепторами и паттерном активации параспинальной мускулатуры было проведено несколько исследований на животных моделях. Indahl при электрической стимуляции

наружных отделов на одном уровне выявил активацию мышц на нескольких уровнях, тогда как стимуляция капсулы фасеточного сустава активировала мышц на стимулируемом уровне [Indahl A., Kaigle A., 1995]. Solomonow M. с коллегами провели исследование при воздействии механических стимулов [Solomonow M., Zhou B.H., 1998; Solomonow M., Baratta R.V., 2003]. Они производили растяжение надостистой связки при мониторинге электромиографических ответов с многораздельной мышцы и выявили связочно-мышечный рефлекс. Данными наблюдениями возможно объяснить мышечный спазм после травмы связочного аппарата. Активность по данным электромиографии уменьшается при растяжении в течение длительного времени или при циклическом растяжении, вследствие чего необходимо избегать длительно повторяющихся движений, уменьшающих мышечную стабильность [Gedalia U., Solomonow M., 1999; Williams M., Solomonow M., 2000; Solomonow M., Baratta R.V., 2003].

1.3 Нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте

СН поясничного отдела позвоночника изучалась *in vivo* с 1944 года, когда Knuttson F. при выполнении функциональной рентгенографии попытался связать боли в поясничном отделе позвоночника с задним смещением позвонка при сгибании [Knuttson F., 1944; Panjabi M.M., 2003]. Позднее в течение 50 лет было проведено несколько подобных исследований, но результаты оставались неясными. Некоторые исследователи выявляли увеличение диапазона движений, ассоциированных с болями в шее и спине [Dvorak J., Antinnes J.A., 1992; Dvorak J., Panjabi M.M., 1993; Friberg O., 1987; Lehmann T.R., 1983], тогда как другие выявляли уменьшение диапазона движений [Dvorak J., Panjabi M.M., 1991; Klein G.N., Mannion A.F., 2001]. Несмотря на усилия многих авторов дать определение нестабильности поясничного отдела позвоночника, общепризнанного определения в настоящий момент не существует. Основной проблемой является то, что в понятие нестабильности различными специалистами (клиницистами,

рентгенологами) вкладываются различные понятия. Основываясь на концепции биомеханики позвоночника, Frymoyer J.W. и Selby D.K. определили нестабильности как утрату жесткости позвоночно-двигательным сегментом, а сила, приложенная к данному сегменту, вызывает ненормально высокую подвижность по сравнению с неизмененным сегментом. Иными словами, нестабильность может быть определена как патологический ответ на приложенную силу, характеризующийся кинематически патологическими движениями в двигательном сегменте по сравнению с физиологически допустимыми [Frymoyer J.W., Selby D.K., 1985]. Первый систематический подход к изучению механической стабильности позвоночника был разработан и проведен в опытах на трупных препаратах. На основании исследований впервые были разработаны диагностические признаки нестабильности поясничного отдела позвоночника. White и Panjabi определили нестабильность позвоночно-двигательного сегмента как утрата способности сохранять индивидуальный паттерн движений при воздействии физиологических нагрузок [Panjabi M.M., 1977; White A.A., Panjabi M.M., 1990]. Подобные патологические движения могут объясняться повреждением стабилизирующих структур (например, фасеточных суставов, межпозвонковых дисков, связок и мышц), что будет приводить к изменению равновесия и последующей нестабильности [Pope M.H., Panjabi M., 1989]. Согласно понятиям биомеханики жесткость определяется как отношение силы, приложенной к сегменту, к результирующему движению.

Определение нестабильности как утраты жесткости сегмента, предложенное Panjabi M.M., было поддержано другими исследователями [Krag M.H., 1977; White A.A., 1978]. Подобные исследования были основаны на концепции, что силы, приложенные к двигательным сегментам позвоночника, могут быть разделены на силы, возникающие в результате положения тела и накладываемой массы тела (преднагрузка), и силы, возникающие при физической нагрузке (физиологическая нагрузка).

В исследовании Panjabi M.M. [Panjabi M.M., 1977] провел опыты на препаратах поясничного отдела позвоночника людей, изъятых у людей в течение 16 часов после смерти; затем производилось измерение результирующего трехплоскостного движения при аксиальной преднагрузке в результате приложения поочередно 12 различных физиологических нагрузок. Результат высчитывался в виде кривых смещения нагрузки. Для каждой комбинации преднагрузки и физиологической нагрузки было вычислено шесть кривых нагрузки-смещения: одна кривая представляла общее движение и пять кривых представляли взаимосвязанные движения. Авторы пришли к выводу, что на кривую основного и взаимосвязанного движений влияет включение преднагрузки, а приложение любой одной из 12 физиологических нагрузок может вызывать шесть компонентов движения, а именно, три трансляции (одно движение вдоль каждой из x-, y-, z-декартовой осей) и три ротации (одно движение вокруг каждой из x-, y-, z-декартовой осей); поэтому позвоночно-двигательный сегмент имеет шесть степеней свободы (т.е., шесть возможных относительных смещений одного позвонка относительно другого).

1.4 Нестабильность в поясничном отделе позвоночника при дегенеративных заболеваниях

Прямохождение и осевая нагрузка веса у человека является причиной избыточного перенапряжения, которое достигает максимума на уровне пояснично-крестцового перехода и вышележащих сегментах. Это приводит к тяжелым возрастным изменениям в данных позвоночно-двигательных сегментах. Дегенеративные процессы поясничного отдела позвоночника, как правило, возникают в межпозвонковом диске, прогрессивно инициируют биомеханические и структуральные изменения на соответствующем уровне, приводящие к модификации физических возможностей эластичности и механического сопротивления. Дегенерация межпозвонкового диска

наблюдается, как правило, с 30 лет. Дегенеративные процессы в межпозвонковом диске приводят к постепенному распаду коллагеновых волокон и уменьшению содержания протеогликанов, постепенной потере воды и эластичности диска [Kieffer S.A., Stadlan E.M., 1969]. Более чем 50% образцов, полученных при аутопсии людей в возрасте 30-40 лет, имели периферические разрывы фиброзного кольца [Krismer M., Haid C., 1996]. После 40 лет диск фиброзируется и дезорганизуется вследствие старения и дегенерации; на конечной стадии выявляются участки образования фиброзного хряща с преобладанием аморфного вещества [Modic M.T., Masaryk T.J., 1988]. В какой-то момент времени данный процесс повлечет за собой передне-заднее сужение и окончательное разрушение межпозвонкового диска.

Три клинически важных последовательности приобретенного разрушения межпозвонкового диска включают (а) патологические изменения в телах позвонков, образование остеофитов; (б) переднее выпячивание желтых связок и заднее выпячивание задней продольной связки с последовательным сужением позвоночного канала; и (в) заднее выпячивание избыточной поверхности диска с сужением позвоночного канала и нижних карманов межпозвонковых отверстий. Кроме того, дегенерация межпозвонкового диска и его разрушение предполагает к переднему или заднему смещению смежных позвонков относительно друг друга. Это приводит к ослаблению связочного аппарата, ответственного за удержание позвонков, и ведет к кранио-каудальной частичной сублюкации фасеточных суставов, которые могут быть асимметричными с разных сторон. Постоянные нагрузки на фасеточные суставы впоследствии приводят к спондилоартрозу, образованию остеофитов, которые, в свою очередь, вызывают сужение латеральных карманов позвоночного канала и межпозвонковых отверстий. В дальнейшем частичная сублюкация фасеточных суставов ведет к соприкосновению верхушки верхнего

суставного отростка с вышележащей межсуставной частью и ножкой. Непрерывное соприкосновение данных структур приводит к образованию остеофитов и постепенному сужению позвоночного канала и межпозвонковых отверстий.

Подобные результаты были получены Butler D. и соавторами, которые в исследовании, основанном на сравнении данных МРТ и СКТ поясничного отдела позвоночника, пришли к выводу, что дегенерация межпозвонкового диска может встречаться без артроза фасеточных суставов, тогда как артроз фасеточных суставов может развиваться только при дегенерации МПД в соответствующем ПДС [Butler D., Trafimow J.H., Andersson G.B., McNeill T.W., Huckman M.S., 1990].

Однако Lewin T. в своем исследовании выявил, что спондилоартроз фасеточных суставов может возникать независимо от поражения диска и характеризуется утолщением суставного хряща, субхондральным склерозом, образованием остеофитов, воспалением синовиальной оболочки и ослаблением капсулы [Lewin T., 1964]. При прогрессии процесса возможно развитие гипермобильности фасеточных суставов, что может привести к спондилолистезу. Данный термин отражает переднее смещение позвонка относительно нижележащего в сагиттальной плоскости. В 1930 году Junghanns назвал смещение поясничного позвонка при отсутствии костного дефекта в межсуставной части как псевдоспондилолистез. Позже Newman P.H. и Stone K.H. [Newman P.H., Stone K.H., 1963] охарактеризовали данный вид смещения как дегенеративный поясничный спондилолистез. Заднее смещение позвонка, являющееся одним из видов спондилолистеза, было названо ретролистезом [Berlemann U., 1999].

Спондилоартроз фасеточных суставов с последующей утратой их структуры играет важную роль в развитии дегенеративного листеза. В исследовании Groberg L.J. [Grobler L.J., 1993] ориентация фасеточного сустава в нижнем отделе поясничного отдела позвоночника у здоровой

популяции обследуемых и в популяции пациентов с дегенеративным спондилолистезом на уровне $L_{IV}-L_V$ имела характерные черты. Так, в группе пациентов с дегенеративным спондилолистезом фасеточные суставы имели более сагиттальную ориентацию, чем в здоровой группе. Такая сагиттальная ориентация способствует скольжению позвонка при наличии иных предрасполагающих факторов. Вследствие подобных изменений и преобладания коронарной ориентации фасеточных суставов на уровне L_V-S_I большинство дегенеративных спондилолистезов возникает на уровне $L_{IV}-L_V$ [Vogt M.T., Rubin D., 1998].

Взаимосвязь между нестабильностью на поясничном уровне и дегенеративным спондилолистезом была высказана Kirkaldy-Willis W.H. и Farfan H.F. [Kirkaldy-Willis W.H., Farfan H.F., 1982], которые в функциональном плане предложили три клинические и биомеханические стадии дегенеративных изменений поясничного отдела позвоночника: временной дисфункции, нестабильной фазы и стабилизации. Дегенеративные изменения позвоночника включают в себя дегенерацию диска, спондилоартроз, дегенерацию связок и изменения в мышцах. Продолжительность каждой стадии широко варьирует, и не существует четких клинических симптомов, чтобы отделить одну стадию от другой. Первая стадия, временная дисфункция, сопряжена с незначительными обратимыми анатомическими изменениями. Вторая, или нестабильная, стадия характеризуется уменьшением высоты межпозвонкового диска, расслаблением связок и капсулы, дегенерацией фасеточных суставов. В третью стадию, или рестабилизации, остеофиты и заметное сужение пространства межпозвонкового диска приводят к стабилизации позвоночно-двигательного сегмента и уменьшению (частичному или полному) диапазона движений, иногда даже после возникшего спондилолистеза. На основании данной модели рентгенологическое исследование при дегенеративном спондилолистезе необязательно укажет, что нестабильность в позвоночно-

двигательном сегменте еще существует в данное время при обследовании, поскольку новая стабилизация, возможно, уже завершилась.

С.К. Макиров при помощи математического моделирования выделил три типа дислокационного синдрома (в зависимости от степени снижения высоты межтелового пространства): «функциональный блок», «истинная нестабильность» и фиброзный блок. На основании исследования динамики структурно-функциональных нарушений автор выделил клинические стадии дегенеративного процесса в ПДС: а) «функциональный блок» - дислокационный синдром 1-го типа; б) «истинная нестабильность» — дислокационный синдром 2-го типа; в) «фиброзный блок» - дислокационный синдром 3-го типа в сочетании с различными типами стеноза [С.К. Макиров, 2006].

Авторы нескольких биомеханических и клинических исследований [Fujiwara A., Lim T.H., 2000; Fujiwara A., Tamai K., 2000; Frymoyer J.W., Selby D.K., 1985; Kazarian L., 1972; Weiler P.J., 1990] сообщили о сочетании дегенерации МПД с СН, подтверждающие концепцию Kirkaldy-Willis W.H. и Farfan H.F. Тем не менее, такое сочетание подтверждается не всеми исследователями [Fiorini G.T., 1976; Soini J., Antti-Poika I., 1991; Murata M., Morio Y., 1994].

Чтобы подтвердить достоверность трехстадийной гипотезы, Axelsson P. и Karlsson B.S. [Axelsson P., Karlsson B.S., 2004] оценили межпозвонковую мобильность для двух наиболее дистальных межпозвонковых дисков поясничного отдела у 18 взрослых пациентов, предъявляющих жалобы на боли в поясничном отделе позвоночника, у которых выявлялись симптомы дегенерации диска и не было предшествующей операции на позвоночнике. Каждый ПДС был отнесен к определенной категории (от 1 до 5) в зависимости от дегенерации диска. Они выявили, что межпозвонковая мобильность подвергается изменениям на протяжении дегенеративного процесса и что стадия относительной стабилизации достигается при

уменьшении высоты диска не менее 50% (3 категория). Несмотря на это, они пришли к выводу, что об абсолютной стабильности нельзя предположить даже для спинальных сегментов с редукцией высоты диска более 50%, поскольку некоторая мобильность может еще сохраняться в таких сегментах.

Клинические проявления нестабильности в позвоночно-двигательном сегменте являются широко обсуждаемыми и до конца неизученным состоянием [Измалков С.М., Михайлов П.В., 2001; Месхи К.Т., 2003]. White A.A. и Panjabi M.M. определили клиническую нестабильность как потерю позвоночником возможности поддерживать паттерн смещения при воздействии физиологических нагрузок без развития или усугубления неврологического дефицита, деформации или инвалидизирующей боли [White A.A., Panjabi M.M., 1990]. Многие авторы наряду с клинической сегментарной нестабильностью выделяют механическую нестабильность. Под механической нестабильностью они понимают невозможность двигательным сегментом адекватно переносить нагрузку, тогда как клиническая нестабильность включает в себя появление неврологического дефицита и/или боли [Panjabi M.M., 2003].

СН в ПДС является частым состоянием и диагностируется у 20-30% пациентов при первичных грыжах МПД, а вторичная СН, возникающая после дискэктомии и при рецидивах грыж диагностируется в 38% неудовлетворительных результатов [Pope M.H., Panjabi M.M., 1985; Weiler R.J., 1990; Putzlier M. 2005].

Вторичная, или послеоперационная, нестабильность в ПДС («состояние после дискэктомии» по Frymoeyer, «хроническая нестабильность» по Benzel) развивается при интраоперационном повреждении костно-связочных структур и межпозвонкового диска с целью доступа или декомпрессии, являющихся основными стабилизирующими элементами позвоночного столба. Повреждение межпозвонкового диска при микродискэктомии потенциально может приводить к развитию сегментарной

нестабильности и в последующем формированию хронического болевого синдрома [Daniel K. Resnick, Tanvir F. Choudhri, Andrew T. Dailey, 2005].

Послеоперационная сегментарная нестабильность при вмешательствах на МПД при рентгенологическом исследовании наблюдается у 34,9% пациентов, причем у 60% из них присутствует клиническая картина нестабильности [Mascarenhas A.A., 2009]. Вместе с тем повторные оперативные вмешательства при синдроме неудачно оперированного позвоночника увеличивают частоту развития нестабильности в ПДС и эпидурального фиброза свыше 60% [Fritsch E.W., 1996; Jönsson B., 1996]. Согласно отечественным исследователям, послеоперационная нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника диагностировалась от 2% до 36% [Коновалов Н.А., 1999; Сидоров, Е.В., 2003].

Kotilainen E. и Valtonen S. [Kotilainen E., Valtonen S., 1993] выявили, что у 22% пациентов, которым была выполнена поясничная микродискэктомия, возникли клинические и рентгенологические симптомы СН. Kotilainen E. на основании пятилетнего наблюдения пациентов у 39 выявил признаки нестабильности, 38% из них смогли вернуться к труду. Автор пришел к выводу, что, если бы нестабильность в ПДС поясничного отдела позвоночника была бы выявлена перед операцией, или хирург мог бы идентифицировать таких пациентов с риском развития послеоперационной СН, данной группе пациентов целесообразно было бы выполнить стабилизацию во время первичной операции [Kotilainen E., 1998].

Cauchoix J. на основании наблюдения 520 пациентов, прооперированных по поводу грыжеобразования на поясничном уровне, в течение 18 лет, наблюдал развитие нестабильности только у 31 пациента (5,9%), потребовавшей проведение стабилизирующей операции, и пришел к выводу, что вторичная нестабильность встречается редко, а стабилизация во

время первичной дискэктомии не является обязательной [Cauchoix J., Ficat C., Girard B., 1978].

1.5 Дегенерация межпозвонкового диска и возможности его регенерации при воздействии дистракционных усилий

Дегенерация МПД всегда сопряжена с изменением физиологического паттерна движений в ПДС. Умеренная дегенерация с радиальными разрывами фиброзного кольца приводит к большим изменениям паттерна и дестабилизации сегмента, тогда как выраженная дегенерация МПД приводит к потере межпозвонкового пространства, формированию остеофитов, уменьшению диапазона движения до возникновения спонтанной стабилизации сегмента [Tanaka N., An H.S., Lim T.H., Fujiwara A., Jeon C.H., Naughton V.M., 2001].

При дегенерации нейтральная зона увеличивается во всех плоскостях при нагрузках, тогда как диапазон движения уменьшается при флексии и экстензии, что, вероятнее всего, связано с развитием гипермобильности в фасеточных суставах [Mimura M., Panjabi M.M., Oxland T.R., Crisco J.J., Yamamoto I., Vasavada A., 1994].

МПД в течение всей жизни испытывает компрессионные нагрузки, однако постоянное давление на диск приводит к влиянию на клеточный метаболизм и в конечном счете к ремоделированию ткани диска. В зависимости от продолжительности и величины силы компрессии могут возникать как обратимые, так и необратимые дегенеративные изменения в МПД [Handa T., 1997; Neufeld J.H., 1992], но не только эти факторы влияют на свойства диска. Ching C.T. с соавторами выявили меньшее снижение высоты МПД после циклически повторяющейся компрессии, чем при постоянной компрессии на мышах [Ching C.T., Chow D.H., Yao F.Y., Holmes A.D., 2003].

Callaghan J.P. и McGill S.M. [2001] доказали, что сочетание компрессии и повторяющихся флексионно-экстензионны движений могут приводи к образованию грыжи МПД в экспериментальной модели на молодых здоровых свиньях, поэтому вполне ожидаемы подобные эффекты при дегенерации МПД.

Старение МПД значительно влияет на внутридисковое давление, в результате чего происходит перераспределение пикового давление при нагрузках кпереди при сгибании, кзади при разгибании и выпячивание задних отделов фиброзного кольца при аксиальной нагрузке [Adams M.A., McNally D.S., Dolan P., 1996; Meakin J.R., Hukins D.WL, 2000].

Mulholland R.S. и Sengupta D.K. в своем исследовании показали, что в процессе дегенерации отдельные части МПД могут отделяться друг от друга, являясь причиной образования зон повышенного давления при нагрузке и боли. Эта гипотеза, выдвинутая авторами, может объяснить типичное внезапное возникновение боли, а также ее уменьшение у некоторых пациентов при вытяжении позвоночника [Mulholland R.S., Sengupta D.K., 2002].

В подобных условиях все биологические попытки восстановления МПД заранее обречены на неудачу. С биомеханической точки зрения регенерация МПД возможна только при следующих условиях: восстановление физиологических движений в ПДС, восстановление лордоза и позвоночного баланса, высоты МПД, внутридискового давления и распределения нагрузки [Schnake K.J., Putzier M., Haas N.P., Kandziora F., 2006].

Lotz J.C. с соавторами показал, что компрессия дисков хвоста у мышей приводит к увеличению апоптоза, дезорганизации фиброзного кольца и отрицательной негативной модуляции коллагена II и экспрессии гена агтрекана (хрящевой специфичный протеогликановый ядерный белок, или протеогликановый хондроитинсульфат). Восстановления архитектуры

фиброзного кольца после устранения компрессии авторы не наблюдали. [Lotz J.C., Colliou O.K., Chin J.R., Duncan N.A., Liebenberg E., 1998; Lotz J.C., Chin J.R., 2000]. Подобные результаты сообщил Court C. при воздействии статических нагрузок при сгибании [Court C., Colliou O.K., Chin J.R., 2001].

В нескольких работах было выявлено, что не только продолжительные нагрузки вызывают дегенерацию МПД. Handa T. с соавторами выявил уменьшение синтеза протеогликана и увеличение синтеза MMP-3 (матриксная металлопротеиназа-3, или стромелизин-1) после приложения давления. Авторы пришли к выводу, что физиологический уровень гидростатического давления является важным для сохранения матрицы диска [Handa T., Ishihara H., Ohshima H., Osada R., Tsuji H., Obata K., 1997]. Подобные данные были сообщены Hsieh A.H. и соавторами, которые продемонстрировали увеличение активации MMP-2 после пролонгированной статической сверхнагрузки на диски копчикового отдела позвоночника у мышей [Hsieh A.H., Hadi T., Lotz J.C., 2005].

Таким образом, продолжительные нагрузки могут вызывать потерю высоты МПД, деградацию внеклеточной матрицы, увеличение апоптоза и дезорганизацию клеточной архитектуры. Выраженность подобных дегенеративных изменений зависит от величины, продолжительности и частоты нагрузки и давления.

Физиологические движения в ПДС, физиологическое распределение нагрузки и внутридисковое давление являются важными условиями жизнедеятельности МПД. Если МПД не в состоянии восстановить сам себя, внешние устройства могут обеспечить условия для регенерации. Теоретически, самый простой способ восстановления высоты МПД – приложение к диску дистракционных усилий.

В своем исследовании Kwon S.Y. с соавторами имплантировал межкостистый спейсер из полиметилметакрилата и продемонстрировал

уменьшение внутридискового давления главным образом при разгибании [Kwon S.Y., Moon S.J., Lee K.S., Shim K.C., Tack G.R., Lee S.J., 2005].

Hsieh A.H. указал на меньшую деградацию матрикса от коллагеназы на модели девитализованного хвоста мыши при приложении дистракционных усилий [Hsieh A.H., Hadi T., Lotz J.C., 2005]. Данные исследования соответствуют их предыдущим результатам, продемонстрировавшим, что дистракция может сохранять ламеллярное строение диска даже после воздействия повреждающих нагрузок.

Влияние динамической дистракции на возможности восстановления структуры МПД была представлена в последовательных работах Kroeber M., Guehring T. и Unglaub F. [Kroeber M., Unglaub F., Guehring T., Nerlich A., Hadi T., Lotz J., Carstens C., 2005; Unglaub F., Guehring T., Omlor G., Lorenz H., Carstens C., Kroeber M.W., 2006]. В исследовании на белых мышах авторы нагружали поясничный отдел позвоночника с силой 200 Н более 28 дней для индукции дегенерации МПД. После выявления дегенеративных изменений одной из подгрупп обследуемых мышей выполнили наружную динамическую дистракцию в течение 28 дней с усилием 120 Н. В последующем гистологические, рентгенологические и биомеханические обследования обнаружили восстановление структуры МПД, однако эластичность диска, подвергнутого дистракции, была ниже, чем у диска, подвергнутого компрессии. Авторы пришли к выводу, что аксиальная динамическая дистракция может индуцировать регенерацию МПД при умеренных его изменениях.

Влияние дистракции на восстановление МПД у крыс исследовал Guehring T. с соавторами по данным MPT и экспрессии матриксных генов [Guehring T., Omlor G., Lorenz H., Engelleiter K., Richter W., Carstens C., Kroeber W., 2005]. Авторы выявили, что дистракция диска, подвергнутого компрессии, приводит к формированию более высокого сигнала от пульпозного ядра при MPT. Более того, была выявлена положительная

модуляция экспрессии матриксных генов COL-1 и COL-2, Decorin и Biglycan, что может подтверждать положительный эффект distraction на регенерацию МПД на клеточном уровне.

Теоретически, distraction может достигаться различными имплантируемыми спинальными системами, но это не значит, что динамическая и ригидная фиксация будут иметь одинаково положительный эффект на МПД.

Moore R.J. производил повреждение наружных отделов фиброзного кольца МПД, а затем выполнял жесткую фиксацию поврежденного сегмента пластиной. Через 6 месяцев автор наблюдал значимую дегенерацию МПД, в результате чего он пришел к выводу, что ригидная фиксация не является превентивной мерой дегенерации диска [Moore R.J., Latham J.M., Vernon-Roberts B., Fraser R.D., 1994].

Влияние динамической стабилизации на возможность регенерации МПД у людей до настоящего времени ограничена по ряду причин, эффекты были прослежены только на экспериментальных моделях *in vitro* либо мелких животных. Schnake K.J. с соавторами исследовали влияние динамической транспедикулярной системы на регенерацию диска после нуклеотомии на модели крупного животного. Через 3 месяца в контрольной и обследуемой группах выявлялись умеренные дегенеративные изменения, однако в группе динамической стабилизации отмечалось менее значимое формирование краевых остеофитов [Schnake K.J., Putzier M., Haas N.P., Kandziora F., 2006].

1.6 Задняя динамическая стабилизация. Концепция динамической стабилизации

Концепция СН является одной из ведущих в обосновании боли в поясничном отделе позвоночника. Тем не менее, концепция остается спорной в своем определении (за исключением спондилолистеза), так как

нестабильность может наблюдаться у асимптомных больных, а пациенты с болями в спине не обязательно могут предъявлять симптомы нестабильности, а имплантация ригидных систем фиксации не во всех случаях купирует болевой синдром [Nockels R., 2005].

В последние годы дискогенная природа болей в поясничном отделе позвоночника определяется сочетанием нарушений движений в ПДС и дегенерацией МПД. С точки зрения биомеханики можно предположить, что повреждение ПДС или избыточная нагрузка на дегенерированный диск приводит к увеличению нейтральной зоны и теоретически является причиной боли [Panjabi M.M., 2003; Panjabi M.M., 2006]. Стабилизация пассивных элементов позвоночника вокруг нейтральной зоны может уменьшить боль, ассоциированную с увеличением нейтральной зоны [Panjabi M.M., 1992]. В случае избыточной нагрузки на дегенерированный МПД можно предположить, что постуральный характер болей в поясничном отделе позвоночника влечет за собой патологический паттерн нагрузки, а не движения как первичный источник боли [Nockels R., 2005]. Дегенерация диска изменяет изотропные свойства диска, приводя к фрагментации и конденсации коллагена, жидкости и газа. Подобная анизотропия дегенерированного диска предполагает к неравномерной нагрузке на замыкательные пластинки и являться дополнительным источником боли. Впоследствии уменьшение высоты МПД может уменьшить напряжение в фиброзном кольце и появлению болевого синдрома [Nockels R., 2005].

Динамическая стабилизация поясничного отдела позвоночника может быть определена как система, которая благоприятно изменила бы избыточные движения и передачу нагрузки на ПДС без намеренной фиксации сегмента. С клинической точки зрения гипотеза основывается на уменьшении или регрессе болевого синдрома при контроле над патологическими движениями и более физиологической трансмиссии нагрузки и предотвращению дегенерации смежных сегментов.

Следовательно, основной целью конструкций динамической стабилизации теоретически является фокальное уменьшение гиперлордоза, в результате чего происходит смещение трансмиссии нагрузки таким образом, что определенная позиция лимитирует избыточные движения (сегментарную нестабильность) [Nockels R., 2005]. Уменьшение общего диапазона движений может контролировать увеличение нейтральной зоны, которое теоретически является причиной боли. Теоретическое преимущество динамической фиксации заключается в нивелировании отрицательных влияний спондилодеза на смежные сегменты и общий сагиттальный баланс.

Кроме того, хотя тотальное эндопротезирование межпозвонкового сустава является альтернативой спондилодеза на поясничном уровне при лечении дискогенного болевого синдрома, пациентам со спинальным стенозом и спондилоартрозом не проводится данное оперативное вмешательство по причине того, что дегенеративные изменения задней опорной колонны могут привести к патологической кинематике артифициального диска, имплантированного в позвоночно-двигательный сегмент [McAfee P.C., 2007]. В таких случаях декомпрессия и стабилизация (фиксация) остаются золотым стандартом хирургического лечения вне зависимости от различий в клинических исходах [Abumi K., Panjabi M.M., 1990] и потенциального развития болезни смежного сегмента в будущем [Lee C.K., 1988; Olsweaki J.M., Garvey R.A., 1994]. Предполагается, что динамическая фиксация ПДС уменьшает боль на данном уровне и одновременно уменьшает нагрузку на смежные сегменты по сравнению с ригидными системами фиксации. Это может потенциально снизить частоту развития болезни смежного диска и повторных хирургических вмешательств [Lee C.K., 1988; Olsweaki J.M., Garvey R.A., 1994].

Кроме того, динамическая фиксация была предложена на основании данной концепции для уменьшения осложнений, связанных с многоуровневым спондилодезом ригидными системами.

Длительное время «золотым стандартом» хирургической фиксации дегенеративно измененных ПДС поясничного отдела позвоночника считалась циркумферентная стабилизация, достигаемая в большинстве случаев имплантацией транспедикулярной системы и создания межтелового блока [Ветрилэ С.Т., Швец В.В., 2004; Bridwell K.H., Sedgewick T.A., 1993; T. Dehn, 2007]. Осложнения при создании ригидной фиксации с использованием транспедикулярных систем и межтеловых кейджей остаются сложной, многосторонней проблемой даже при использовании современных, конструктивно улучшенных систем [N. Boeree, 2007]. Многоуровневый спондилодез по данным разных авторов осложнялся переломом транспедикулярных винтов в 11% случаев [Davne S.H., Myers D.L., 1992; Jutte P.C., 2002; Lonstein J.E., Denis F., 1999; Pihlajamaki H., Mallanen P., 1997]. Ригидная фиксация увеличивает частоту дегенерации смежного сегмента от 12 до 18% [Park P., Garton H.J., 2004] и, соответственно, последующих ревизионных вмешательств. По данным других авторов публикациях частота развития синдрома смежного диска после использования ригидной фиксации достигает до 20 % [Etebar S., Cahill D.W., 1999; P. Gillet, 2003] и даже 37% в отдаленном периоде наблюдения [Ghiselli G., Wang J.C., 2004]. Однако различная выраженность дегенерации и степень сегментарной нестабильности предполагают применение определенного типа конструкций при полисегментарной фиксации. Это может быть достигнуто использованием ригидных транспедикулярных систем фиксации на самом нестабильном уровне и динамической стабилизации на менее нестабильном уровне. Данная методика может являться профилактикой синдрома смежного диска ввиду предотвращения сублюксации и перераспределения напряжения [Indalhalikar A.V., 2011].

Многие авторы в своих исследованиях отмечают развитие резистентного болевого синдрома при имплантации кейджей [Fritzell P., Hagg O., 2002; Gibson J.N., 1999], связанного с увеличением нагрузки на

замыкательные пластинки в пять раз по сравнению с нагрузкой при воздействии неизмененного МПД.

Положительные результаты спондилодеза по результатам разных исследователей составляют от 15 до 95%, а средний показатель поданным обзора литературы составляет около 68% [Панаськов А.В., 2003; Миронов С.П., 2004; Симонович А.Е., 2005; Bridwell K.H., 1993; Masferrer R., 1998]. В 32% случаев развивается псевдоартроз [Gibson J.N., 1999], в результате чего возникает еще большая нестабильность по сравнению с предоперационной оценкой. Скорость формирования блока выше у молодых пациентов, нежели у пожилых в виду остеопороза [Park S.H., 2009]. Для решения данной проблемы применяются различные варианты полисегментарной фиксации, хотя убедительных данных за формирование блока нет. Вместе с тем происходит фиксация ПДС как минимальной структурно-функциональной единицы позвоночника, так и нарушение сагиттального и коронарного баланса.

Pullter Gunne A.F. и Cohen D.B. [2009] сообщили о высоком риске развития инфекционных осложнений, связанным с большой длительностью оперативного вмешательства при имплантации ригидных систем фиксации.

Высокая степень спондилодеза, достигаемая применением ригидных систем, не коррелирует с ожидаемыми клиническими результатами [Gibson Alastair J.N., 2005].

Недостатки спондилодеза, а также постепенный характер МПД диска привели к пересмотру философии от применения фиксации у всех пациентов с болями в поясничном отделе позвоночника к более специфичному лечению. Изменение философии было основано на понимании биомеханики отдельного ПДС и позвоночника в целом в норме и при патологических процессах, биологии и механобиологии в сочетании с достижениями в области физики материалов и тканевой инженерии. Такое постепенное

смещение взглядов привело к формированию концепции «сохранения движения» и «динамической фиксации» [Sengupta D.K., 2004].

Таким образом, сформировалась новая концепция хирургического лечения сегментарной нестабильности в поясничном отделе позвоночника с «сохранением движения» и «эффектом динамической фиксации» ПДС. Динамическая фиксация поясничного отдела позвоночника может быть определена как система хирургического лечения сегментарной нестабильности, которая благоприятно изменила бы движения и передачу нагрузки на ПДС, уменьшила бы избыточные движения в ПДС без его жесткой фиксации [Sengupta D.K., 2004]. С клинической точки зрения гипотеза основывается на уменьшении или регрессе болевого синдрома при контроле над патологическими движениями и более физиологической трансмиссии нагрузки и предотвращению прогрессирующей дегенерации смежных сегментов.

В клиническом исследовании А.Б. Баматов пришел к заключению, что межкостистая фиксация уменьшает сегментарную подвижность, способствует устранению исходной и/или ятрогенной сегментарной нестабильности, возникающей после кюретажа межпозвонкового диска, причем отдаленные результаты наблюдения (до 2 лет) показали отсутствие дегенеративных процессов в смежных сегментах [Баматов А.Б., Дзукаев Д.Н., Древаль О.Н., Кузнецов А.В., 2015]. Сохранение подвижности в краниальном двигательном сегменте, функционирование межкостистого спейсера достоверно отмечалась в срок до 6 месяцев после хирургического лечения [Алейникова И.Б., Гринь А.А., Соколова М.А., 2015]. Однако по мнению С.К. Макирова, на сегодняшний день не существует идеальной системы динамической фиксации, способной в полной мере предупредить развитие синдрома смежного диска [Макиров С.К., Юз А.А., Джахаф М.Т., Гусев С.С., 2015].

Следовательно, основной целью установки любых конструкций для задней динамической стабилизации теоретически является локальное

уменьшение гиперлордоза на уровне нестабильного сегмента. В результате работы заднего динамического стабилизатора происходит смещение трансмиссии нагрузки, а измененная позиция позвонков ограничивает избыточные движения (сегментарную нестабильность) в сагиттальной (флексивно-экстензионную) и фронтальной плоскостях [Маркин С.П., 2010; Nockels R., 2005].

1.7 Системы задней динамической стабилизации

В современной клинической практике выделяют три основных категории устройств, применяемых для задней динамической стабилизации [Kim D.H., Cammisa F.P., Fessler R.G., 2006; Khoeir P., Kim K.A., Wang M. Y., 2007; Kaner T., Sasani M., Okenoglu T., Ozer A.F., 2010;] (рисунок 3):

1) межостистые спейсеры, среди которых выделяют динамические и ригидные системы (DIAM; Wallis; Coflex; X-STOP, Viking, Ellipse, Aperius, Helifix, Aspen, BacFuse, Stabilink);

2) динамические транспедикулярные системы (Dynesys Dynamic Stabilization System; Dynamic Stabilization System; Stabilimax NZ Posterior Lumbar Dynamic Stabilization System; Scient'x IsoBar TTL Dynamic Rod Stabilization; Cosmic; Innovative Spinal Technologies Dynamic Stabilization Device; NFlex; PercuDynSystem);

3) системы тотального протезирования фасеточного сустава (TOPS; TFAS; AFRS; Zyre; FENIX);



Рисунок 3. Системы задней динамической стабилизации

В клиническую практику при лечении дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника межостистая стабилизация была введена в конце 80-х годов XX века. Senegas J. в 1988 году в опубликованной работе представил устройство из титана, которое удерживалось между остистыми отростками с помощью дакроновой ленты [Senegas J., Etchevers J.P., Vital J.M., Baulny D., Grenier F., 1988]. Альтернативный способ хирургического лечения дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника показал хорошие отдаленные результаты, а эффективная работа межостистого спейсера первого поколения была выявлена в 84,1% случаев за 10-летний период наблюдения [Senegas J., 1991; Senegas J., Vital J.M., Pointillart V., Mangione P., 2007]. Впоследствии автор усовершенствовал устройство, выполнив его из более современного и эластичного материала РЕЕК, - межостистый спейсер второго поколения - Wallis Stabilization System (Abbott Spine Inc., Austin, TX).

В настоящее время основными показаниями к применению межкостистого спейсера Wallis являются:

- 1) дискогенная боль в поясничном отделе позвоночника (изолированные поражения МПД с изменением сигнала по типу Modic 1 – синдром «черного диска»)
- 2) микродискэктомия, приводящая к выраженной потере вещества МПД
- 3) повторные оперативные вмешательства по поводу рецидива грыжи МПД
- 4) микродискэктомия по поводу грыжи МПД на переходных уровнях
- 5) использование в гибридных системах
- 6) стабилизация после декомпрессии по поводу центрального, латерального и фораминального поясничного стеноза
- 7) профилактика синдрома смежного диска.

Как правило, использование данной системы ограничено при дегенеративном спондилолистезе и выраженной дегенерации межпозвонкового диска выше стадии Pfirrmann IV [Yue J.J, Bertagnoli R., McAfee P.C., An H.S., 2008; Gomleksiz C. at al., 2012]. В 2007 году Floman с соавторами в исследовании выявили, что система Wallis неспособна уменьшать риск развития рецидива грыж, однако остается полезной для лечения дискогенного болевого синдрома [Floman Y., Millgram M.A., Smorgick Y., Rand N., Ashkenazi E., 2007].

The DIAM (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, Tennessee, USA) был внедрен в клиническую практику в 2003 году в качестве устройства, обеспечивающего межкостистую динамическую стабилизацию в дегенерированном ПДС, - Device for Intervertebral Assisted Motion. Данное устройство сочетает в себе межкостистую динамическую distraction, достигаемую с помощью силиконового спейсера, имеющего оболочку из

полиэстера, и искусственную лигаментопластику. Показаниями к использованию DIAM являются [Taylor J., 2006; Guizzardi G., Petrini P., 2008]:

- 1) синдром «черного диска»
- 2) фасет-синдром
- 3) центральный, латеральный и фораминальный стеноз
- 4) грыжи МПД больших размеров у пациентов молодого возраста
- 5) использование в гибридных системах.

Абакиров М.Д. [2012] в диссертационной работе предложил использовать DIAM при лечении стеноза позвоночного канала, вызванного дегенеративным спондилолистезом; положительные результаты были выявлены в 79% случаев.

Применение данной системы не показано при опухолевых и инфекционных процессах, травматическом повреждении структур позвоночника, выраженной нестабильности, клинически значимом остеопорозе, гипоагенезии остистого отростка, аллергии к используемым материалам.

Coflex явился первым межкостистым спейсером с заявленными динамическими свойствами. Устройство из титана было разработано Jacques Samani в 1994 году и с того времени на территории США больше не использовалось. Изначально межкостистый спейсер был известен как Interspinous “U” и с 1995 года производился компанией Fixano SAS (Péronnas, France). С 2005 года право на владение было передано компании Paradigm Spine, LLC (New York, NY). Устройство было переименовано в «Coflex» в виду наличия кофункции сгибания и разгибания - “COfunctioning of FLexion and EXtension.”

Положительные результаты использования Coflex в клинической практике оценены в интернациональном мультицентровом ретроспективном исследовании на 589 пациентах [Dieter A., Samani J., Kim W.K., et al., 2007].

Показания к использованию Coflex в клинической практике были сформулированы в исследовании IDE (An investigational device exemption) U.S. FDA (U.S. Food and Drug Administration).

В исследовании были включены пациенты, соответствующие следующим критериям:

- 1) умеренный стеноз позвоночного канала на поясничном уровне, требующий хирургической декомпрессии (гипертрофия фасеточных суставов и субартикулярный стеноз, фораминальный стеноз, дегенеративный спондилолистез I степени или эквивалентный ретролистез, умеренный поясничный сколиоз с углом Кобба до 25°);
- 2) отсутствие рентгенологических признаков ротационной и трансляционной нестабильности, определяемых по методу White и Panjabi;
- 3) интенсивность болевого синдрома в поясничной области по крайней мере, 50 баллов по ВАШ;
- 4) нейрогенная хромота, которая определяется как боль в ногах, ягодичных и паховых областях, которая может быть уменьшена путем флексии, например, при сидении в кресле;
- 5) пациенты, которым была выполнена по крайней мере одна эпидуральная блокада ранее, либо проведено консервативное лечение по крайней мере в течение 6 месяцев без адекватного уменьшения симптоматики;
- 6) возраст 40-80 лет;
- 7) по крайней мере 20/50 (40%) по опроснику Oswestry Low Back Pain Disability;
- 8) пациенты, подходящие для оперативного вмешательства из заднего доступа.

Данные исследования указали на возможный перелом остистого отростка при использовании Coflex. Потенциальными предикторами переломов явились:

- 1) избыточная декомпрессия во время хирургического вмешательства, приводящая к нестабильности;
- 2) резекция остистого отростка до ≤ 14 мм;
- 3) высота остистого отростка ≤ 23 мм, выявляемая до операции;
- 4) остеопения или остеопороз;
- 5) синдром Бааструпа (синдром «целующихся» остистых отростков).

X-STOP (Kyphon, Inc., Sunnyvale, CA) – устройство из титана овальной формы, обеспечивающий ригидную межостистую фиксацию. В клиническую практику X-STOP был введен в 2002 году в Европе и в 2005 году в США как минимально-инвазивная процедура декомпрессии, выполняемая у пожилых пациентов под местной анестезией при наличии противопоказаний к общей анестезии. Данный межостистый спейсер имеет доказанную эффективность лечения нейрогенной перемежающей хромоты на фоне дегенеративного стеноза позвоночного канала. Zucherman J.F. в мультицентровом, проспективном, рандомизированном исследовании выявил его высокую эффективность в лечении дегенеративного стеноза [Zucherman J.F., Hsu K.Y., Hartjen C.A., 2005]. Однако Verhoof O.J. в своей работе показал, что процент повторных оперативных вмешательств после имплантации X-STOP пациентам с дегенеративным стенозом позвоночного канала, вызванного спондилолистезом, составляет 58% [Verhoof O.J., Bron J.L., Wapstra F.H., Van Royen B.J., 2008].

Viking (Sintea, Italy) – динамическая межостистая система, выполненная из материала ПАЕК (полиарилэфиркетон), биосовместимого полимера, имеющего жесткость, подобную кортикальной кости человека. Система используется для лечения умеренной сегментарной нестабильности и профилактики рецидива грыжи межпозвонкового диска на оперированном ПДС.

В последнее время в клиническую практику были введены новые типы межостистых спейсеров, основанных на перкутанном введении (Aperius (Medtronic), Helifix (Alphatec Spine)), обеспечивающих жесткую фиксацию остистых отростков (Aspen (Lanx), BacFuse (Pioneer), Stabilink (Southern Spine)). Новой технологией стало создание телескопических межостистых фиксаторов, позволяющих восстанавливать сагиттальный баланс и производить жесткую фиксацию ПДС (BridgePoint (Alphatec Spine), Posterior Fusion System (Lanx)).

1.8 Влияние межостистых спейсеров на биомеханику позвоночно-двигательного сегмента

Обзор литературы, посвященный биомеханике межостистых спейсеров, позволил выделить основные биомеханические эффекты, оказываемые на фиксированный ПДС:

- 1) влияние на диапазон движения оперированного и смежного ПДС;
- 2) увеличение размера позвоночного канала и межпозвонковых отверстий;
- 3) изменение внутридискового давления, нагрузки на МПД и фасеточные суставы;
- 4) воздействие на локальный сагиттальный баланс и мгновенную ось вращения оперированного ПДС;

1.8.1 Влияние на диапазон движения оперированного и смежного позвоночно-двигательного сегмента

Phillips F.M. с соавторами в 2006 году опубликовал исследование, выполненное на трупном блоке L₁-крестец, оценившее влияние межостистого спейсера DIAM на сгибание, разгибание, боковые наклоны и аксиальную ротацию после частичной фасетэктомии и дискэктомии на оперированном и смежном ПДС в поясничном отделе позвоночника [Phillips F.M., Voronov

L.I., Gaitanis I.N., et al., 2006]. Авторы выявили, что односторонняя гемифасетэктомия не увеличивает угловое перемещение, а последующая дискэктомия увеличивает угловое перемещение при флексии-экстензии, боковом сгибании аксиальной ротации. Применение DIAM после дискэктомии восстанавливало угловое перемещение до значений, меньших по сравнению с интактным сегментом при сгибании-разгибании. При боковом сгибании DIAM уменьшает величину перемещения, индуцированную дискэктомией, но не до значений интактного уровня. Применение спейсера не повлияло на величину измененной аксиальной ротации после дискэктомии.

С.П. Маркин в 2010 году в своем исследовании получил подобные результаты: DIAM оказывает стабилизирующий эффект за счет ограничения экстензионной линейной подвижности, уменьшения амплитуды угловых и линейных движений в ПДС до нормальных значений [Маркин С.П., 2010].

Lindsey D.P. с соавторами при исследовании влияния X-STOP наблюдали значительное уменьшение флексии-экстензии на оперированном уровне, тогда как на другие движения межостистый спейсер влияния не оказывал. Результаты наблюдения также показали, что не было значительного изменения кинематики смежного сегмента во всех плоскостях движения [Lindsey D.P., 2003].

Fuchs P.D. с соавторами исследовал диапазон движений после выполнения унилатеральной медиальной фасетэктомии, унилатеральной тотальной фасетэктомии и двусторонней тотальной фасетэктомии и фиксации сегмента X-STOP [Fuchs P.D., Lindsey D.P., Hsu K.Y., Zucherman J.F., Yerby S.A., 2005]. Авторы пришли к выводу, что межостистый спейсер

1) значительно уменьшает флексию в интактном ПДС, а также после унилатеральной медиальной и тотальной фасетэктомии, а также при двусторонней тотальной фасетэктомии;

2) значительно уменьшает экстензию в интактном ПДС, после выполнения унилатеральной медиальной и двусторонней тотальной фасетэктомии, но не оказывает эффекта при унилатеральной тотальной фасетэктомии;

3) не имеет выраженного эффекта на величину аксиальной ротации;

4) значительно уменьшает боковое сгибание во всех случаях фасетэктомии.

В исследовании *in vitro* Tsai K. выявил, что Coflex ограничивает движения при флексии-экстензии и аксиальной ротации как в частично, так и полностью дестабилизированном сегменте [K. Tsai et al., 2006].

Подобные результаты были получены Маркиным С.П. в диссертационной работе при исследовании влияния Coflex на диапазон движения [Маркин С.П., 2010].

Lafage V. опубликовал комбинированное исследование, выполненное *in vitro* и с использованием конечно-элементного анализа, по оценке биомеханических эффектов Wallis [Lafage V., Gangnet N., S  n  gas J., Lavaste F., Skalli W., 2007]. Интактный, поврежденный и фиксированный сегменты сравнивались при нагрузке во время сгибания, разгибания, бокового сгибания и аксиальной ротации. Экспериментальное исследование показало уменьшение диапазона движения при сгибании и разгибании в сегменте, фиксированном Wallis, по сравнению с интактным и поврежденным ПДС. Конечно-элементный анализ выявил уменьшение давления на диск и увеличение нагрузки на остистые отростки.

Другое исследование на трупном материале системы Wallis, опубликованное в 2011 году, показало, что межостистый спейсер уменьшает флексию-экстензию на 13,8%, но увеличивает боковое сгибание и аксиальную ротацию на 6,2% и 0,4% соответственно [Ilharreborde B., 2011].

1.8.2 Влияние на размер позвоночного канала и межпозвонковых отверстий

Richards J.C. с соавторами в исследовании показал, что X-STOP при экстензии значительно увеличивает площадь позвоночного канала на 18%, субартикулярный диаметр на 50%, диаметр канала на 10%, площадь фораминального отверстия на 25%, а высоту межпозвонкового отверстия на 41%, что наглядно доказало предотвращение сужения позвоночного канала и межпозвонковых отверстий при разгибании [Richards J.C., 2011].

Lee J. сообщил, что площадь межпозвонкового отверстия увеличилась на 36,5% по данным MPT при использовании X-STOP у 10 пожилых пациентов, страдающих стенозом позвоночного канала [Lee J., Hida K., Seki T., Iwasaki Y., Minoru A., 2004]. Исследователи указали, что среднее увеличение позвоночного канала после имплантации X-STOP составило 22% при значительных различиях в положении стоя и сидя.

Wan Z. с соавторами выявил увеличение площади фораминального отверстия на 32,9%, высоты на 24,4% при экстензии на уровне, фиксированном с помощью X-STOP, при этом в положении стоя и при сгибании изменения были минимальными [Wan Z., Wang S., Kozánek M. et al., 2012]. В исследовании авторы продемонстрировали, что использование спейсера у пациентов с симптомным поясничным стенозом позвоночного канала обеспечивает эффективную distraction in vivo без значительного изменения кинематики на смежном уровне.

Исследование, опубликованное в 2012 году, оценило биомеханические эффекты Aperius PercLID у 37 пациентов с поясничным стенозом и нейрогенной хромотой. Авторы выявили значительное увеличение площади поперечного сечения межпозвонкового отверстия (с 125,91 перед операцией до 148,17 мм²). Среднее увеличение площади составило 21,55 мм², что соответствовало 17,6% усредненной площади межпозвонкового отверстия [Surace M.F., Fagetti A., Fozzato S., Cherubino P., 2012].

Celik H. оценил влияние Coflex на высоту межпозвонкового отверстия и пришел к выводу, что достоверных различий в размерах в пред- и послеоперационном периоде выявлено не было, а хорошие исходы хирургического лечения обусловлены выполнением микрохирургической декомпрессии [Celik H., Derincek A., Koksall I., 2012].

Алейник А.Я. при исследовании влияния DIAM на оперированный ПДС выявил увеличение размеров межпозвонкового диска, межпозвонковых отверстий и межкостистого промежутка в раннем послеоперационном периоде, однако через 24 месяца выявил четкую тенденцию в ослаблении данного эффекта [Алейник А.Я., 2014].

1.8.3 Изменение внутридискового давления, нагрузки на межпозвонковый диск и фасеточные суставы

В опытах, проводимых *in vitro* и на мелких грызунах, было показано, что динамическая стабилизация может приводить к репарации поврежденного МПД в результате воздействия компрессионных сил [Hsieh A.H., Hadi T., Lotz J.C., 2005; Kroeber M., Unglaub F., Guehring T., Nerlich A., Hadi T., Lotz J., Carstens C., 2005; Unglaub F., Guehring T., Omlor G., Lorenz H., Carstens C., Kroeber M.W., 2006].

Swanson K.E. в 2003 году опубликовал данные измерения внутридискового давления и нагрузки на фиброзное кольцо после имплантации межкостистого спейсера X-STOP на трупном материале в нейтральном положении, а также при флексии и экстензии. Было выявлено, что при разгибании давление на задние отделы фиброзного кольца и пульпозное ядро уменьшились на 63% и 41% соответственно, на 38% и 20% в нейтральной позиции и в положении стоя, значительных изменений внутридискового давления на смежных уровнях выявлено не было [Swanson K.E., Lindsey D.P., Hsu K.Y., Zucherman J.F., Yerby S.A., 2003].

В исследовании, опубликованном Wiseman С.М. с соавторами в 2005 году, было исследовано влияние межкостистого спейсера X-STOP на фасеточные суставы при разгибании [Wiseman С.М., Lindsey D.P., Fredrick A.D., Yerby S.A., 2005]. Результаты исследования выявили значительное уменьшение среднего и пикового давления, а также площади соприкосновения суставных поверхностей на уровне имплантации. Однако на смежном уровне отмечалось увеличение площади соприкосновения, в результате чего авторы предположили о вероятности развития фасеточного болевого синдрома и ускоренной дегенерации фасеточных суставов на смежном уровне.

Wilke Н. в исследовании межкостистых спейсеров Coflex, Wallis, DIAM, X-STOP показал, что внутридисковое давление значительно уменьшается при разгибании, в других плоскостях движения значительных изменений выявлено не было [Wilke Н., Drumm J., Häussler K., MacK C., Steudel W.I., Kettler A., 2008].

В 2010 году группа авторов под руководством Zheng S. опубликовала работу, посвященную исследованию влияния различной степени distraction остистых отростков на внутридисковое давление [Zheng S., Yao Q., Cheng L. et al., 2010]. Авторы предположили, что после имплантации межкостистого спейсера различная степень distraction может перераспределять нагрузку на МПД. По их мнению, идеальный имплантат должен уменьшать давление на задние отделы МПД и на пульпозное ядро и переносить большую часть нагрузки с МПД на остистые отростки при разгибании и в нейтральной позиции. Авторы выявили положительную корреляцию между высотой межкостистого спейсера и распределением нагрузки: при увеличении размера имплантата, превышающего расстояние между остистыми отростками, значительно уменьшается происходит перераспределение нагрузки с задних отделов фиброзного кольца на имплантат и передние отделы фиброзного кольца, что может ускорять дегенерацию МПД.

1.8.4 Воздействие на локальный сагиттальный баланс и мгновенную ось вращения оперированного позвоночно-двигательного сегмента

Wilke H. в исследовании оценил влияние межкостистых имплантатов Coflex, Wallis, DIAM и X-STOP на локальный сагиттальный баланс в фиксированном ПДС. На трупном образце был создан кифоз в диапазоне $0,5^{\circ}$ - $0,7^{\circ}$, исходная величина ангуляции была принята за 0° . Исследование выявило различное влияние каждого имплантата на величину сегментарного лордоза: установка DIAM вызывала увеличение кифоза, межкостистые спейсеры Wallis и X-STOP не оказали существенного влияния на кифоз. Coflex также не вызвал статистически значимого увеличения кифоза, однако диапазон полученных значений был значительно больше [Wilke H., Drumm J., et al., 2008].

Маркин С.П. выявил, что Coflex уменьшает угол лордоза гипермобильного сегмента и величину задней трансляции; DIAM не устраняет ретролистез, однако позволяет восстановить лордоз при кифотизации сегмента до 5° [Маркин С.П., 2010].

Anasetti A. с соавторами оценил влияние двух размеров DIAM (10 мм и 14 мм), размещенных в двух разных позициях: в стандартной и смещенной кпереди. Исследование выявило, что имплантат вызывает развитие кифоза в оперированном сегменте. Как оба размера имплантата, так и оба его положения привели к смещению мгновенной оси вращения кзади как при сгибании, так и при разгибании. При имплантации устройства без дакроновых лент мгновенная ось вращения при сгибании смещалась к центру МПД [Anasetti A., Galbusera F., Aziz H.N., et al., 2010].

Crawford R.J. с соавторами при исследовании влияния межкостистого спейсера на сагиттальный баланс пришли к выводу, что имплантация дистрактора может приводить к уменьшению поясничного лордоза и в дальнейшем к развитию миофасциального болевого синдрома [Crawford R.J., Price R.I., Singer K.P., 2009].

Таким образом, анализ литературных источников, посвященных теме диссертационного исследования, позволил прийти к заключению о том, что основные эффекты динамической фиксации заключаются в благоприятном изменении биомеханики оперированного ПДС, достигаемом существенным ограничением движений в сагиттальной плоскости (флексии-экстензии), некоторые конструкции имплантатов способны уменьшать объем движений также и при ротации. Сохранение движений, а также уменьшение внутридискового давления, нейтральной зоны и диапазона движения в оперированном ПДС, увеличение поперечного сечения позвоночного канала и вертикального размера фораминальных отверстий являются основными преимуществами в использовании динамической фиксации. К отрицательным биомеханическим эффектам следует отнести возможность уменьшения поясничного лордоза и смещение трансмиссии нагрузки на передние отделы МПД, приводящие к ускорению дегенерации МПД и рецидиву болевого синдрома.

Использование межкостистых спейсеров на начальном этапе в хирургическом лечении нейрогенной перемежающей хромоты у лиц пожилого возраста претерпело значительное развитие. В настоящий момент показания к межкостистой динамической фиксации расширены и включают практически весь спектр дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника. В большей части анализируемой литературе мы не нашли систематизированной информации о применении межкостистых спейсеров для лечения СН, а в единичных исследованиях не приводятся четкие критерии СН и анализ полученных данных.

ГЛАВА 2. ХАРАКТЕРИСТИКА КЛИНИЧЕСКИХ НАБЛЮДЕНИЙ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика клинического материала

Исследование проведено в 1 нейрохирургическом отделении «Российского научно-исследовательского нейрохирургического института имени профессора А.Л. Поленова» - филиала ФГБУ «Северо-Западный федеральный медицинский исследовательский центр» Министерства здравоохранения Российской Федерации с 2012 по 2015 гг.

Работа основана на анализе результатов комплексного клинического обследования, хирургического лечения и ближайших результатов лечения 35 пациентов с дегенеративными изменениями в ПДС поясничного отдела позвоночника. Критериями исключения пациентов из исследования явились:

- 1) сегментарная нестабильность в результате травмы, дефекта межсуставной части дуги;
- 2) дегенеративные антелистезы выше I степени;
- 3) выраженная сегментарная нестабильность, требующая имплантации ригидных систем фиксации;
- 4) структуральные и неструктуральные деформации поясничного отдела позвоночника за исключением анталгического сколиоза;
- 5) локальный кифоз на уровне имплантации межкостистого спейсера;
- 6) выраженная дегенерация межпозвонкового диска (Pfirrmann V);
- 7) дегенеративные стенозы позвоночного канала, требующие выполнения тотальной фасетэктомии, ламинэктомии;
- 8) сопутствующие соматические заболевания, которые могли бы повлиять на результаты хирургического лечения;
- 9) индекс массы тела более 30 кг/м²;
- 10) остеопения или остеопороз.

Результаты хирургического лечения были прослежены до 1 года и оценивались через 3, 6 и 12 месяцев.

Все пациенты были распределены на две группы: группа А (n=17) – пациенты, которым межкостистый дистрактор ИЛКОДА имплантировался для лечения сегментарной нестабильности, и группа В (n=18) – пациенты, которым межкостистый дистрактор ИЛКОДА имплантировался для профилактики сегментарной нестабильности. Результаты хирургического лечения были прослежены до 1 года.

Распределение пациентов по полу и возрасту представлено в таблице 1, из которой следует, что преобладали лица женского пола – 22 пациента (62,86%). Как следует из табл. 1, возрастная группа пациентов относится к среднему возрасту в возрастном интервале от 20 до 60 лет (23 пациента) согласно возрастной периодизации, что может быть объяснено занятостью данной возрастной группы физическим трудом. В возрастной группе до 20 лет (5,72%) пациенты занимались профессиональным спортом.

Таблица 1. - Распределение больных по полу и возрасту (n = 35)

Возраст (лет)	Пол				Всего	
	мужской		женский			
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
До 20 лет	-	-	2	5,72	2	5,71
20-30	1	2,86	2	5,72	3	8,57
31-40	2	5,71	5	14,28	7	20
41-50	3	8,57	2	5,72	5	14,29
51-60	3	8,57	5	14,28	8	22,86
Старше 60	4	11,43	6	17,14	10	28,57
Всего	13	37,14	22	62,86	35	100

Длительность анамнеза от начальных симптомов заболевания до выполнения хирургического вмешательства представлена в таблице 2

Таблица 2. – Распределение пациентов по длительности заболевания (n=35)

Длительность заболевания	Количество больных (n=35)	
	абс.	%
До 6 месяцев	1	2,86
От 7 до 12 месяцев	7	20
1 – 3 года	8	22,86
4 – 6 лет	6	17,14
7 – 10 лет	10	28,57
Более 10 лет	3	8,57
Всего	35	100

Из табл. 2 следует, что длительность анамнеза заболевания в большинстве наблюдений составила 1-3 года (22,86%) и 7-10 лет (28,57%). В тех случаях, когда в клинической картине заболевания боль являлась основным симптомом, а также прогрессивное нарастание радикулоишемии, период от заболевания до хирургического лечения был меньше – до 3 лет было прооперировано 16 пациентов (45,7%). В группе от 4 до 10 лет чаще всего выявлялись хронический болевой синдром, хроническая прогрессирующая радикулопатия, а также синдром каудогенной перемежающейся хромоты (45,7%).

Распределение пациентов по частоте наблюдавшегося синдрома комплекса дегенеративно-дистрофического заболевания пояснично-крестцового отдела позвоночника, выявляемого при неврологическом обследовании, представлено в таблице 3.

Таблица 3. - Распределение пациентов по частоте развития клинических признаков (n=35)

Клинические признаки заболевания	группа А		группа В		Всего	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Аксиальный болевой синдром	4	23,53	1	5,56	5	14,29
Боли в ноге	3	17,65	0	0	3	8,57
Боли в спине и ноге	10	58,82	17	94,44	27	77,14
Симптомы натяжения	11	64,71	11	61,11	22	62,86
Парезы мышечных групп	6	35,29	13	72,22	19	54,29
Нарушение чувствительности	9	52,94	9	50	18	51,43
Синдром перемежающейся хромоты	2	11,76	2	11,11	4	11,43

У всех пациентов выявлялся болевой синдром, представленный аксиальным болевым синдромом по типу люмбалгии, проекционными болями по дерматомам и склеротомам, соответствующим зоне иннервации заинтересованного корешка спинномозгового нерва, либо сочетание болей в пояснично-крестцовом отделе позвоночника и проекционных болей в нижних конечностях. Во всех группах люмбоишиалгия была самым выявляемым симптомом: в общей выборке пациентов в 77,14%, в группе А в 58,82% и в группе В 94,44 %. Боли в спине чаще выявлялись в группе пациентов с сегментарной нестабильностью. Следует отметить, что мы наблюдали во всех случаях усиление болей в пояснично-крестцовом отделе позвоночника при разгибании и переразгибании пациента в поясничном отделе в большей степени, чем при сгибании пациента.

Сочетание двигательных и чувствительных расстройств различной степени выраженности были выявлены у 12 пациентов (34,29%): в группе А у 5 пациентов (29,41%) и в группе В у 7 пациентов (38,89%).

Синдром перемежающейся хромоты обусловлен нарушением кровообращения в корешках конского хвоста и спинном мозге при стенозе позвоночного канала. Синдром характеризуется возникновением при ходьбе сначала парестезии (покалывание, ползание мурашек, онемение), поднимающихся от дистальных отделов нижних конечностей вверх, затем появлением мышечной слабости в нижних конечностях, вследствие чего больной вынужден прекратить ходьбу. Перемежающаяся хромота выявлена в 4 случаях.

Всем пациентам проводилось нейроортопедическое обследование, при котором оценивались сагиттальный и фронтальный баланс позвоночника, биомеханика пояснично-крестцового отдела позвоночника, напряжение паравертебральных мышц, болезненность при пальпации остистых отростков и паравертебральных точек. Оценивался нормальный сагиттальный баланс (особенно поясничный лордоз) и его нарушения – положительный и отрицательный баланс. Исследование оси позвоночника во фронтальной плоскости выявляло сколиотическую деформацию. Исследование биомеханики поясничного отдела позвоночника включало в себя оценку объема активных движений и их ограничений в виду преобладания болевого синдрома.

Одним из важных симптомов, выявляемых при физикальном обследовании пациентов, является симптом «ступеньки». Данный симптом характеризуется углублением над остистым отростком сместившегося позвонка. Симптом «ступеньки» возникает при переднем смещении всего позвонка относительно нижележащего позвонка и является патогномоничным симптомом при дегенеративных антелистезах.

Распределение пациентов в зависимости от уровня нестабильности в ПДС представлено в таблице 4.

Таблица 4. - Распределение пациентов по уровню оперативного вмешательства (n = 42)

Позвоночно-двигательный сегмент	группа А (n=22)		группа В (n=20)		Всего	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Th _{XII} -L _I	1	4,55	-	-	1	2,38
L _I -L _{II}	-	-	-	-	-	-
L _{II} -L _{III}	-	-	2	10	2	4,76
L _{III} -L _{IV}	6	27,27	5	25	11	26,19
L _{IV} -L _V	13	59,09	13	65	26	61,9
L _V -S _I	2	9,09	-	-	2	4,76

Данные таблицы свидетельствуют о том, что при моносегментарном поражении чаще всего страдал ПДС L_{IV}-L_V (61,9%), практически в 3 раза меньше ПДС L_{III}-L_{IV} (26,19%) без значимых различий в обеих группах сравнения. В 20% случаев мы наблюдали многоуровневые поражения: ПДС L_{III}-L_{IV}, L_{IV}-L_V в 5 случаях, L_{IV}-L_V, L_V-S_I в 2 случаях. При фиксации ПДС L_V-S_I ни в одном из случаев не был использован межостистый дистрактор ИЛКОДА в виду анатомических особенностей строения остистых отростков. Наиболее часто встречающиеся дегенеративные изменения в ПДС L_{IV}-L_V можно объяснить его переходным характером от поясничного лордоза к крестцовому кифозу, а поэтому испытывающий максимум нагрузки.

Распределение пациентов по нозологическим формам, при котором выявлялась нестабильность в позвоночно-двигательных сегментах, представлено в таблице 5.

Таблица 5. - Распределение пациентов по нозологическим формам (n = 35)

Нозологическая форма	группа А		группа В		Всего	
	абс.	%	абс.	%	абс.	%
Грыжа межпозвонковых дисков	6	35,29	4	22,22	10	28,57
Дегенеративный спондилолистез	1	5,88	0	0	1	2,86
Дегенеративный стеноз позвоночного канала	5	29,41	5	27,78	10	28,57
Первичная дегенеративная нестабильность	3	17,65	0	0	3	8,57
Синдром оперированного позвоночника	2	11,77	8	44,44	10	28,57
Периартикулярная киста фасеточного сустава	0	0	1	5,56	1	2,86

Наиболее часто первичная СН была сочеталась с грыжами межпозвонковых дисков (35,29%), дегенеративным стенозом позвоночного канала (29,41%). Для профилактики СН межкостистый дистрактор ИЛКОДА имплантировался при синдроме оперированного позвоночника (СОП) – в 44,44%, дегенеративном стенозе позвоночного канала – в 27,78%, и при грыжах межпозвонкового диска - 22,22%, что соответствует общемировой тенденции. В составе синдрома оперированного позвоночника СН определялась в 20% случаев.

В таблице 6 представлены формы СОП.

Таблица 6. - Распределение пациентов по формам синдрома неудачно оперированного позвоночника (n = 14)

Нозологическая форма	Число больных	
	абс.	%
Рецидив грыжи межпозвонкового диска	3	21,42
Эпидуральный фиброз	5	35,71
Синдром «смежного уровня»	2	14,29
Вторичная нестабильность	2	14,29
Недостаточный объем предыдущего оперативного вмешательства	2	14,29

Эпидуральный фиброз (ЭФ) в данной группе пациентов явился самой частой причиной повторного оперативного вмешательства (35,71%), в 1 случае он сочетался с послеоперационной нестабильностью; в 2 случаях ЭФ сочетался с синдромом смежного диска после выполнения транспедикулярной фиксации.

В таблице 7 представлен вид СН в зависимости от приоритетного смещения позвонка, выявляемого при функциональной спондилографии.

Таблица 7. - Распределение пациентов в зависимости от вида сегментарной нестабильности (n = 17)

Вид нестабильности	Число больных	
	абс.	%
Переднее смещение позвонка (антелистез)	6	35,29
Заднее смещение (ретролистез)	9	52,95
Ротационная сегментарная нестабильность	2	11,76

Объем оперативного вмешательства определялся совокупностью факторов, вызывающих компрессию сосудисто-невральных структур, и

завершался имплантацией межкостистого дистрактора ИЛКОДА для устранения нестабильности в ПДС. Распределение пациентов по объему выполненного оперативного вмешательства представлено в табл. 8.

Таблица 8. - Распределение пациентов по объему оперативного вмешательства (n= 35)

Объем оперативного вмешательства	Число	
	абс.	%
Удаление грыжи МПД	15	42,86
Задне-боковая декомпрессия позвоночного канала	12	34,29
Менингорадикүлолиз	5	14,28
Межкостистая фиксация без декомпрессии	3	8,57

Анализ результатов, представленных в табл. 8, показал, что наибольшую долю по объему предпринятого хирургического вмешательства составили пациенты, подвергнутые микродискэктомии как по поводу первичных грыж межпозвонковых дисков, так и по поводу рецидивов, - 15 (42,86%). Задне-боковая декомпрессия, выполняемая путем интерляминэктомии и флавэктомии, дополненной медиальной фасетэктомией, или в более редких случаях изолированной флавэктомии при широком междужковом промежутке и гипертрофии желтой связки, выполнена у 12 пациентов (34,29%). В одном случае наблюдался фораминальный стеноз, обусловленный периартикулярной кистой дугоотростчатого сустава L_{IV}-L_V, потребовавший проведения фораминотомии. Оперативные вмешательства по поводу стенозов позвоночного канала, вызванных эпидуральным фиброзом, выполнены у 5

пациентов (14,28%) и явились наиболее сложными и длительными манипуляциями, выполняемые с использованием интраоперационного увеличения, и заключались в иссечении рубцовой ткани в области дуральной манжеты корешка спинномозгового нерва (радикулолизе), дурального мешка (менинголиза), а при сочетанной компрессии корешка и дурального мешка осуществлялся менингоррадикулолиз. В двух наблюдениях оперативное вмешательство выполнено в объеме установки межостистого дистрактора при первичной дегенеративной нестабильности, сопровождающейся хроническим аксиальным болевым синдромом, без сопутствующих факторов компрессии.

2.2. Методы исследования

2.2.1 Объективное обследование пациентов

Обследование пациентов проводилось на основании детального сбора жалоб, общего и ортопедо-неврологического осмотра, дополнительных методов и обследования по опросникам и шкалам.

Ведущей жалобой у большинства пациентов с дегенеративной нестабильностью в ПДС поясничного отдела позвоночника является болевой синдром. В подавляющем большинстве боли нестабильности характеризовались следующими признаками: хронический характер аксиального болевого синдрома (люмбалгии), появление или усиление болей при вертикализации, усиление болевого синдрома при флексии, экстензии и ротационных движениях в поясничном отделе (как правило, переразгибание на фоне нестабильности провоцировало возникновение болевого синдрома в большинстве случаев). Компрессионные корешковые синдромы имели постоянный характер и, как правило, не коррелировали с положением тела. Регресс болевого синдрома после хирургического лечения являлся одним из важных критериев адекватности декомпрессии.

Количественная оценка болевого синдрома производилась по визуально-аналоговой шкале боли, ВАШ (Visual Analogue Scale, VAS) до операции, через 3, 6 и 12 месяцев после оперативного лечения.

Болевой синдром перед операцией по ВАШ составил $48,05 \pm 14,88$ баллов. При интенсивности боли до 40% по ВАШ болевой синдром не являлся доминирующим в определении показаний к хирургическому лечению. Как правило, в таких случаях оперативное лечение предпринималось по поводу прогрессирующей радикулопатии или перемежающейся нейрогенной хромоты.

Неврологическое обследование проводилось предоперационно, после операции в динамике и через 3, 6 и 12 месяцев после оперативного лечения. При обследовании пациентов с дегенеративным поражением поясничного отдела позвоночника внимание обращалось на состояние кожного покрова нижних конечностей (цвет, трофические нарушения, симметричность роста волос), трофику и тонус мышечных групп. Производилась пальпация магистральных артерий нижних конечностей (бедренной, подколенной, задняя большеберцовой, тыла стопы), при которой оценивались симметричность пульса, наполнение, напряжение и высота, необходимые для оценки кровоснабжения нижних конечностей и проведения дифференциальной диагностики. Объем движений в суставах нижних конечностей оценивался при пассивных и активных движениях, что имело целью установить суставные контрактуры, выявить снижение силы в отдельных мышечных группах. Сила мышц оценивалась с помощью балльных оценок, применяемых в РНХИ им. проф. А.Л. Поленова с 1967 г., аналогичной схеме для характеристики силы мышц, предложенной в 1954 г. Британским исследовательским комитетом.

Схема оценки силы мышц включает:

0 – отсутствие сокращений (паралич);

1 – едва заметные сокращения;

- 2 – отчетливые сокращения без движений в суставах;
- 3 – слабые движения в суставах (полезная степень восстановления);
- 4 – движения с преодолением некоторого сопротивления;
- 5 – нормальная сила.

Рефлекторная сфера оценивалась при исследовании глубоких (коленный, ахиллов, подошвенный) и поверхностных (анальный, кремастерный) рефлексов. При асимметрии рефлексов исследование проводилось в положении сидя и лежа, а также с применением приема Ендрашика (Ендрасика) с целью уменьшения тормозного влияния коры больших полушарий головного мозга.

Чувствительная сфера оценивалась путем исследования поверхностной и глубокой чувствительности. Болевая чувствительность исследовалась нанесением раздражения несколько притупленным острием иглки, предотвращающей повреждение кожи, в строгой закономерности – от дистальных отделов конечности к проксимальным и методично от одного дерматома к другому, соблюдая принцип симметричности. Глубокая чувствительность оценивалась методом пассивных движений в суставах, исследуемых в проксимальном направлении; тактильная чувствительность исследовалась раздражением кожи пациента кисточкой.

Всем пациентам с клиникой каудогенной перемежающейся хромоты выполнялся «маршевая проба». Как правило, симптомы появлялись на дистанции 100-150 метров и были представлены появлением болевого синдрома, парезов мышечных групп и снижением рефлексов. Прекращение физической нагрузки либо сгибание поясничного отдела позвоночника, увеличивающее сагиттальный размер позвоночного канала, нивелировало полностью симптомы компрессии корешков конского хвоста.

Ортопедический статус проводился в положении стоя. Оценивался глобальный, регионарный и местный баланс туловища. Объем движений в поясничном отделе позвоночника определялся путем сгибания, разгибания и

боковых наклонов. Оценивались симметричность ягодичных складок, крыльев подвздошных костей, надплечий. Фронтальный баланс исследовался с помощью отвеса, в норме проходящий от C_{VII} или Th_I позвонков через центр крестца; отклонение отвеса вправо или влево говорит о фронтальном дисбалансе. Деформации позвоночника во фронтальной плоскости: структуральные сколиозы поясничного и грудопоясничного отделов позвоночника, неструктуральные, компенсаторные дуги в поясничном отделе, дегенеративный сколиоз *de novo*, - исключались из исследования, за исключением анталгического сколиоза. Гомолатеральный анталгический сколиоз чаще всего наблюдается при компрессии относительно короткого корешка спинномозгового нерва S_I , что ведет к уменьшению его натяжения; гетеролатеральный анталгический сколиоз чаще всего выявляется при компрессии корешка спинномозгового нерва L_{IV} , L_V , что увеличивает сагиттальный размер межпозвонкового отверстия. Однако топическая ценность анталгического сколиоза сомнительна в виду возможности развития альтернирующего сколиоза. Сагиттальный баланс измерялся с помощью отвеса, установленного у мочки уха и проходящего через большой вертел бедренной кости. При отклонении оси кпереди речь идет о положительном сагиттальном балансе, при отклонении оси кзади – отрицательном. Пациенты с нарушенным сагиттальным балансом, а также с патологией тазобедренных и коленных суставов, потенциально влияющей на сагиттальный профиль, исключались из исследования. Производились пальпация остистых отростков, паравертебральных точек, характер иррадиации и проецирования боли, определялось состояние паравертебральной мускулатуры.

2.2.2. Рентгенография

Рентгенография пояснично-крестцового отдела позвоночника выполнялась на сертифицированной системе линейной рентгенографии/томографии Compact Diagnost фирмы Phillips. Всем

пациентам выполнялась обзорная и функциональная спондилография, а также применялись особые укладки при необходимости.

Обзорная рентгенография поясничного отдела позвоночника выполняется в двух стандартных плоскостях (передне-задней и боковой) в положении стоя. Выполнение обзорной рентгенографии лежа недопустимо в виду уменьшение функциональной составляющей при отсутствии воздействия массы тела и силы притяжения, приложенных в аксиальной плоскости. На спондилограммах обязательно должны быть включены нижнегрудной отдел позвоночника и верхние отделы крестца для выявления так называемых аномалий филогенетического значения – сакрализация L_V и люмбализация S_I .

Рентгенография в косых проекциях (слева и справа в $\frac{3}{4}$) использовалась для исследования межсуставной части дужки в поясничном отделе с целью проведения дифференциальной диагностики между дегенеративным и истмическим спондилолистезом. При необходимости исследования пояснично-крестцового перехода использовалась укладка по Фергюсону, однако данная укладка должна применяться, имея достаточно веские обоснования исследования в виду прицельного облучения органов малого таза.

Функциональная спондилография выполнялась всем пациентам предоперационно, а также через 6 и 12 месяцев после операции с целью выявления нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника. Исследование проводилось в положении лежа, так как в этом положении движение выполняется наиболее полно, при максимальном сгибании и разгибании поясничного отдела [Хаджимуратова С.Х., 2010; Pitkanen M.T., 2002]. Критерием правильности укладки служила одноконтурность заднего края тел поясничных позвонков.

Функциональная спондилография позволяет измерять сагиттальное смещение вышележащего позвонка относительно нижележащего, а также

величину вращения позвонка в сагиттальной плоскости (рисунок 3). При функциональном исследовании можно было выделить четыре паттерна нестабильности:

- 1) Сагиттальная трансляция вышележащего позвонка с приоритетным смещением кпереди (антелистез);
- 2) Сагиттальная трансляция вышележащего позвонка с приоритетным смещением кзади (ретролистез);
- 3) Чрезмерное угловое вращение позвонка в сагиттальной плоскости (ротационная нестабильность);
- 4) Ротация тела позвонка в аксиальной плоскости, определяемая двухконтурностью заднего края тела позвонка при сгибании.

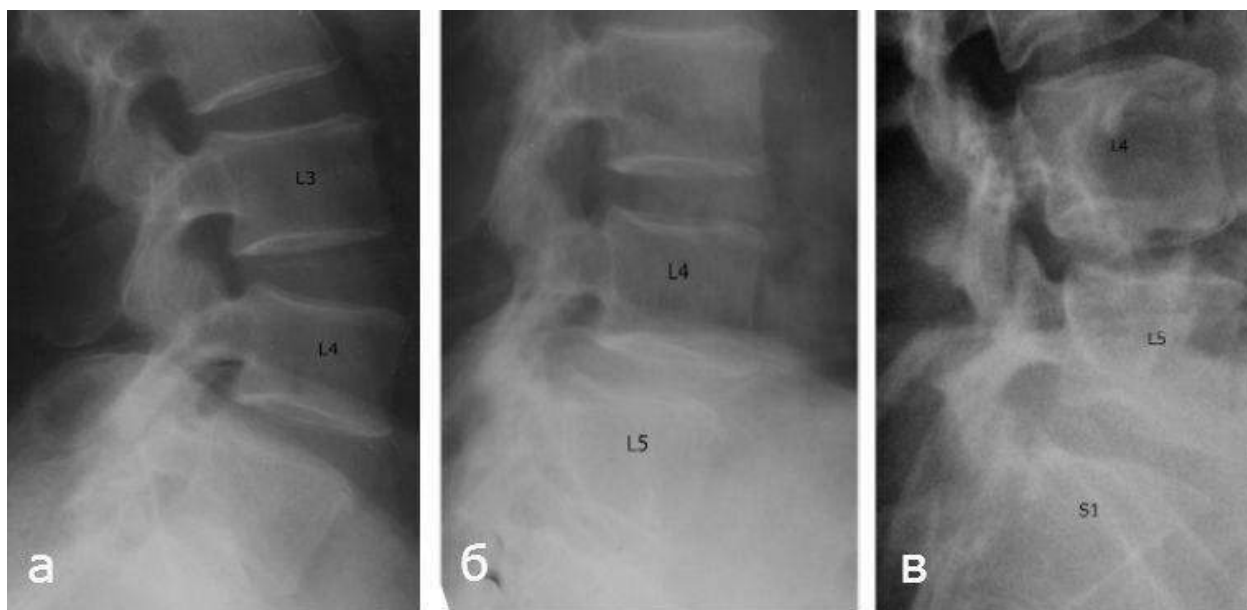


Рис. 3. Виды сегментарной нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника, выявляемые при функциональной спондилографии: а – ротационная нестабильность в сагиттальной плоскости в ПДС L_{III}-L_{IV}; б – антелистез L_{IV} позвонка; в – ретролистез L_{IV} позвонка.

Величина нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника измерялась в миллиметрах при трансляционной нестабильности и градусах при ротационной нестабильности, а также в процентах для каждого вида нестабильности по Posner и Dupuis, что, по мнению некоторых авторов,

позволяет избежать неточности измерения путем вычисления отношения величины трансляции к ширине тела позвонка [Posner I., 1982; Dupuis P.R., 1985].

На рисунке 5 схематически представлена техника измерения сегментарной нестабильности в ПДС. Вдоль заднего края вышележащего позвонка рисуется линия А, вдоль нижележащего позвонка линия Б. Третья линия Г располагается вдоль нижней замыкательной пластинки вышележащего позвонка. Четвертая линия В рисуется параллельно линии Б через точку пересечения линий Г и А. Под сагиттальной трансляцией подразумевается расстояние между Б и В. Чтобы избежать погрешностей, связанных с коэффициентом увеличения, трансляция вычисляется в процентах по отношению к ширине тела позвонка (Ш). Чтобы измерить величину сагиттальной ротации, перпендикулярно линии Б рисуется дополнительная линия. Угол, образуемый между этой линией и линией Г является величиной ротации, выраженной в градусах. Если вершина угла располагается кзади от тела позвонка, то угол считается положительным; если вершина угла располагается кпереди от тела позвонка, то такой угол считается отрицательным.

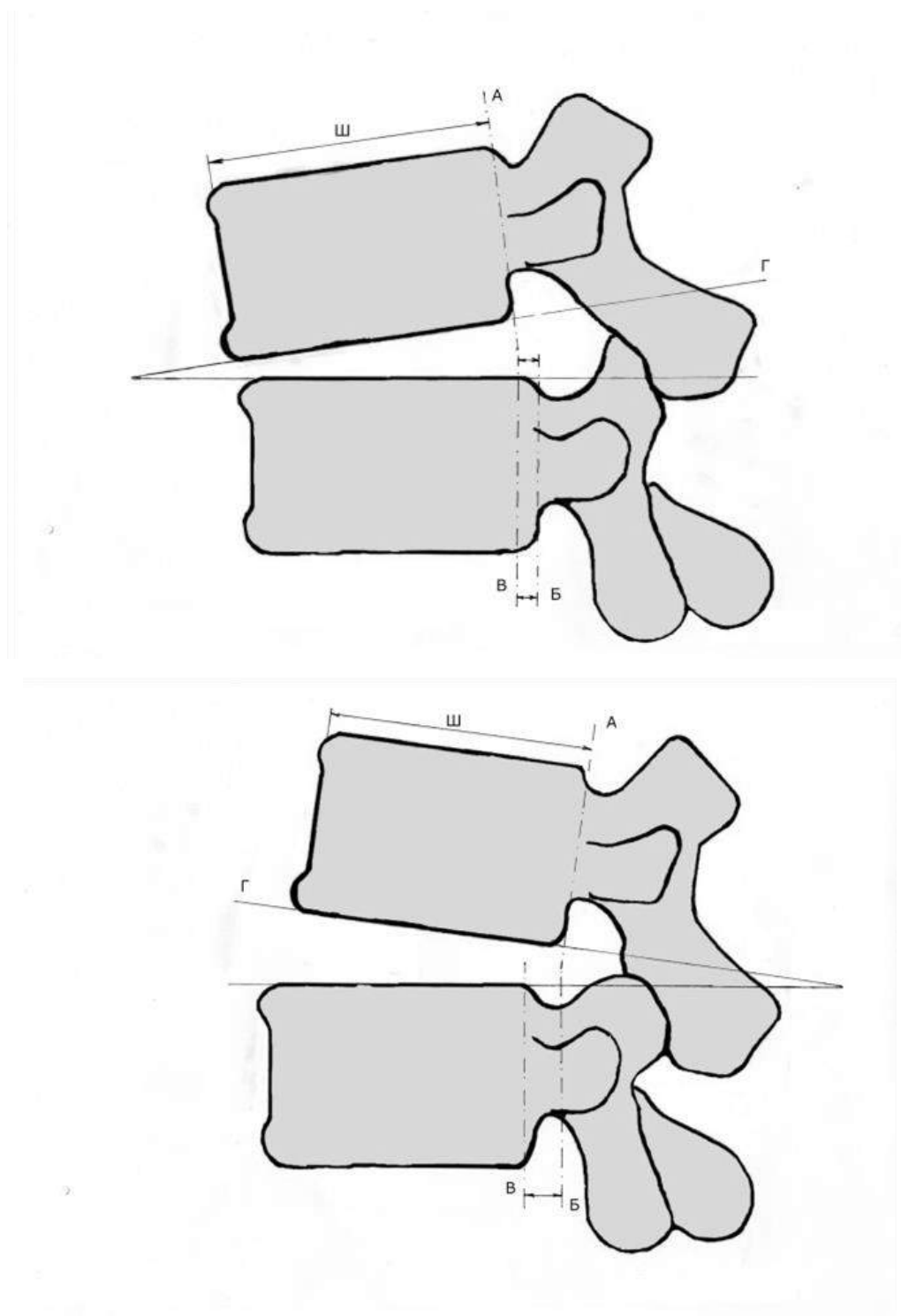


Рисунок 5. Схематическое изображение измерения сегментарной нестабильности на рентгенограммах

Пациенты включались в группу наблюдения при соответствии рентгенологическим критерия сегментарной нестабильности в ПДС

поясничного отдела позвоночника по White и Panjabi [White A.A., Panjabi M.M., 1990; M.M. Panjabi, 2003]:

1) Изменения, выявляемые при функциональной спондилографии:

- трансляция в сагиттальной плоскости 4,5 мм и более или 15% на любом уровне

- ротация в сагиттальной плоскости:

• 15° в ПДС L_I-L_{II}, L_{II}-L_{III} и L_{III}-L_{IV}

• 20° в ПДС L_{IV}-L_V

• 25° в ПДС L_V-S_I

2) Изменения, выявляемые при стандартной спондилографии:

- трансляция в сагиттальной плоскости 4,5 мм и более или 15% на любом уровне

- относительная ротация в сагиттальной плоскости более 22° на любом уровне.

Измерение сегментарного лордоза в ПДС (угла Cobb) производилось на боковых рентгенограммах. Вдоль верхней замыкательной пластинки вышележащего позвонка и нижней замыкательной пластинки нижележащего позвонка проводились линии. От линии строились перпендикуляры до пересечения и формирования равных вертикальных углов, которые являются искомой величиной (рисунок 6).

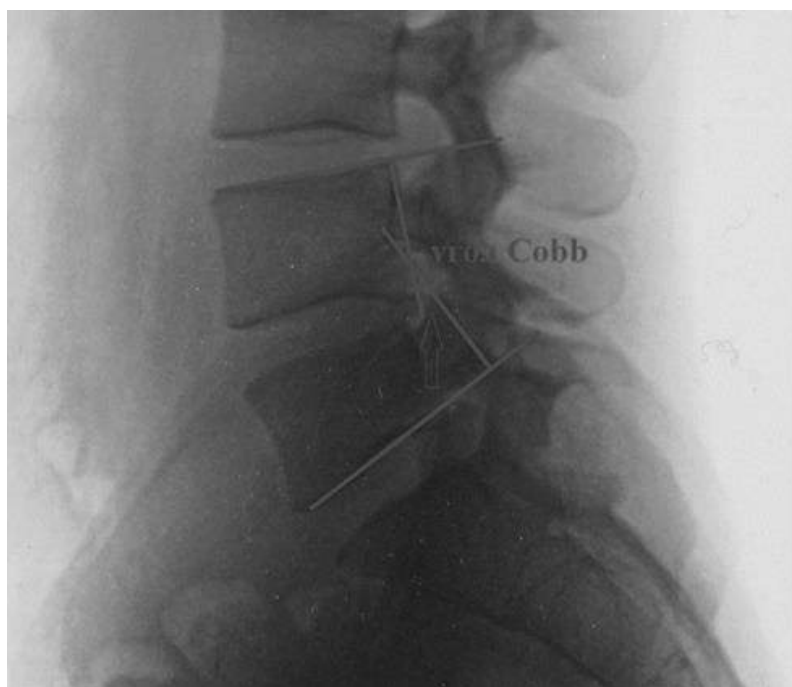


Рисунок 6. Определение угла Cobb в позвоночно-двигательном сегменте L_{IV}-L_V

2.2.3. Спиральная компьютерная томография

Спиральная компьютерная томография (СКТ) поясничного отдела позвоночника выполнялась на сертифицированном оборудовании Ingenuity CT 128 и Brilliance CT6 по стандартным методикам.

СКТ обеспечивает детальную оценку дистрофических изменений в ПДС при остеохондрозе, а также позволяет уточнить состояние дугоотростчатых суставов. Изучение томографических пошаговых срезов позволило выявить анатомические факторы, предрасполагающие к формированию патологической ротации позвонков в аксиальной плоскости: так, например, нарушение симметричности суставов ведет к перераспределению нагрузки и асимметричной дегенерации межпозвонкового диска, дугоотростчатых суставов и, как следствие, патогномичному рентгенологическому симптомокомплексу: передней сублюксации фасеточного сустава, латеральному стенозу и образованию фораминальной грыжи на стороне дестабилизированного сустава (рис. 7).

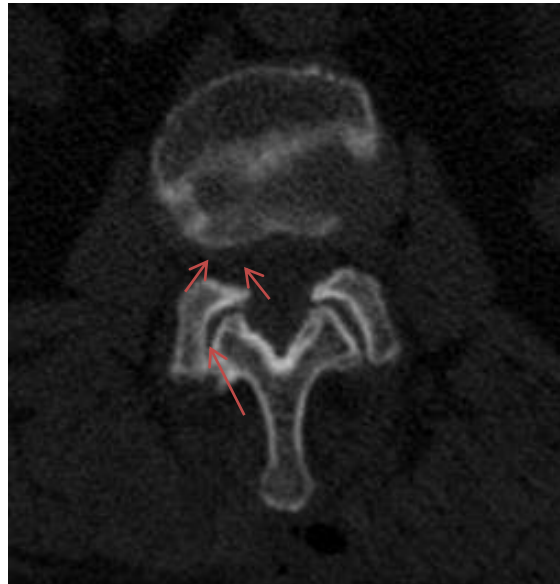


Рисунок. 7. На рисунке представлен СКТ-скан в аксиальной плоскости через межпозвонковый диск $L_{III}-L_{IV}$ при ротационной нестабильности. Отмечается асимметрия правого фасеточного сустава и фораминальная грыжа межпозвонкового диска

Наиболее часто при выполнении СКТ можно наблюдать скопление аутогаза в полости межпозвонкового диска и менее часто в полости фасеточного сустава - «вакуум-феномен», отражающий процесс хондроза (рисунок 8).

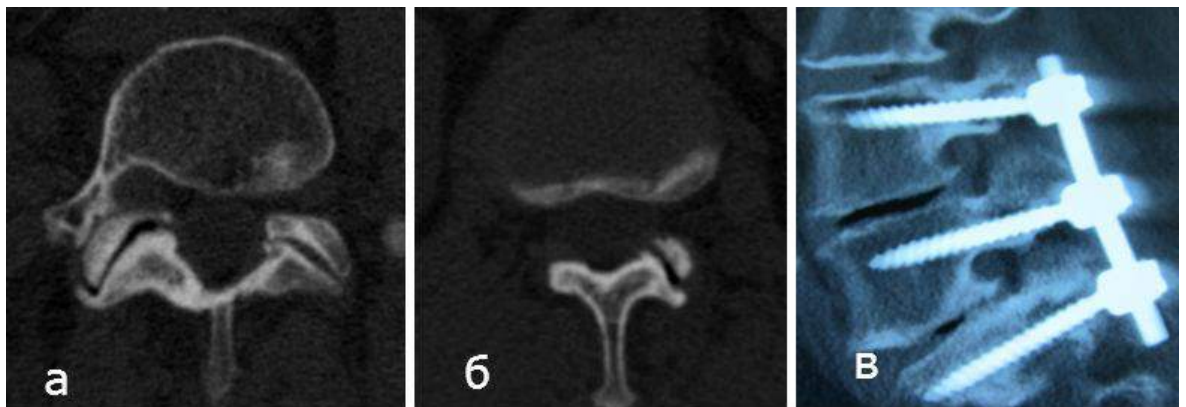


Рисунок. 8. «Вакуум-феномен» при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника: а – аутогаз в полости правого фасеточного сустава L_V-S_I ; б - аутогаз в полости левого фасеточного сустава $L_{IV}-L_V$; в – аутогаз в полости межпозвонковых дисков $L_{IV}-L_V$ и L_V-S_I

При СКТ-исследовании в сагиттальной плоскости можно выявить нарушения сагиттального баланса, обусловленные спондилолистезом при дегенеративно-дистрофическом заболевании, оценить сагиттальный размер позвоночного канала, сужение которого от 12 до 10 мм является относительным стенозом, а более 10 мм абсолютным стенозом. Трехмерная СКТ позволяет наиболее достоверно оценить компрессию корешков спинномозговых нервов в межпозвонковых отверстиях и выявить фактор компрессии (спондилез, спондилоартроз, фораминальные грыжи межпозвонковых дисков).

СКТ-исследование в аксиальной плоскости направлено на выявление факторов как дискогенной компрессии – грыжи межпозвонковых дисков (срединные, парамедианные, фораминальные, экстрафораминальные), - так и факторов вертеброгенной компрессии – гипертрофия желтых связок, оксификация задней продольной связки, краевые остеофиты.

2.2.4. Магнитно-резонансная томография

Магнитно-резонансная томография (МРТ) выполнялась на сертифицированном оборудовании Signa Exite фирмы General Electronics с создаваемым напряжением магнитного поля 1,5 Тл.

Использование МРТ позволило проводить детальную оценку межпозвонковых дисков, дугоотростчатых суставов, связочного аппарата, корешков конского хвоста, конфигурации поясничных позвонков, сагиттальный и фронтальный размер позвоночного канала, корешковых каналов.

Оценка дегенерации межпозвонковых дисков поясничного отдела позвоночника производилась на основании МР-классификации по Pfirrmann при выполнении исследования в режиме T2 spin-echo [Pfirrmann, C.W., 2001]:

I степень

- диск гомогенный

- имеет яркий интенсивный белый сигнал
- высота диска сохранена

II степень

- диск неомогенный, но сохраняет гиперинтенсивный белый сигнал
- хорошо дифференцированы пульпозное ядро и фиброзное кольцо, может присутствовать горизонтальная серая полоска
- высота межпозвонкового диска сохранена

III степень

- диск неомогенный, серого цвета
- плохо прослеживается дифференцировка между пульпозным ядром и фиброзным кольцом
- высота диска нормальная или слегка снижена

IV степень

- диск неомогенный, имеет гипоинтенсивный темно-серый сигнал
- не прослеживается дифференцировка между пульпозным ядром и фиброзным кольцом
- высота диска легко или умеренно снижена

V степень

- диск неомогенный, имеет гипоинтенсивный черный сигнал
- не прослеживается дифференцировка между пульпозным ядром и фиброзным кольцом
- высота межпозвонкового диска резко снижена

На рисунке 9 представлены примеры дегенерации межпозвонкового диска по классификации Pfirrmann. В исследование были включены пациенты до IV степени включительно.



Рисунок 9. Дегенерация межпозвонковых дисков поясничного отдела позвоночника по Pfirrmann: А – II степень; Б – III степень; В – IV степень; Г – V степень

Дегенеративные изменения, протекающие в замыкательных пластинках прилежащих позвонков, классифицировались по 3 последовательным стадиям [Modic M.T., 1988]:

1 стадия (Modic I) – нарастание интенсивности сигнала в T2-взвешенном состоянии (ВИ), снижение в T1-ВИ. Данные изменения можно охарактеризовать как процесс нарушения кровообращения в замыкательных пластинках и их склерозирование.

2 стадия (Modic II) – высокоинтенсивный сигнал в T1-ВИ и среднеинтенсивный в T2-ВИ. Данные изменения отражают процесс замещения красного костного мозга желтым костным мозгом как результат ишемии в пределах тел позвонков.

3 стадия (Modic III) - снижение интенсивности сигнала во всех режимах. Данные изменения соответствуют субхондральному склерозу, определяемому на стандартных спондилограммах.

Изучение замыкательных пластинок по Modic в оперированном ПДС позволяет судить о достаточности стабилизации сегмента или о нарастании нестабильности. При оправданной хирургической тактике фазы дегенерации замыкательных пластинок имеют обратное развитие. Давность процесса определялась по интенсивности сигнала в T2-ВИ: острый процесс, как правило, имеет гиперинтенсивный сигнал, хронический – гипоинтенсивный.

На рисунке 10 представлены примеры изменения замыкательных пластинок, сопряженные с дегенерацией межпозвонковых дисков.

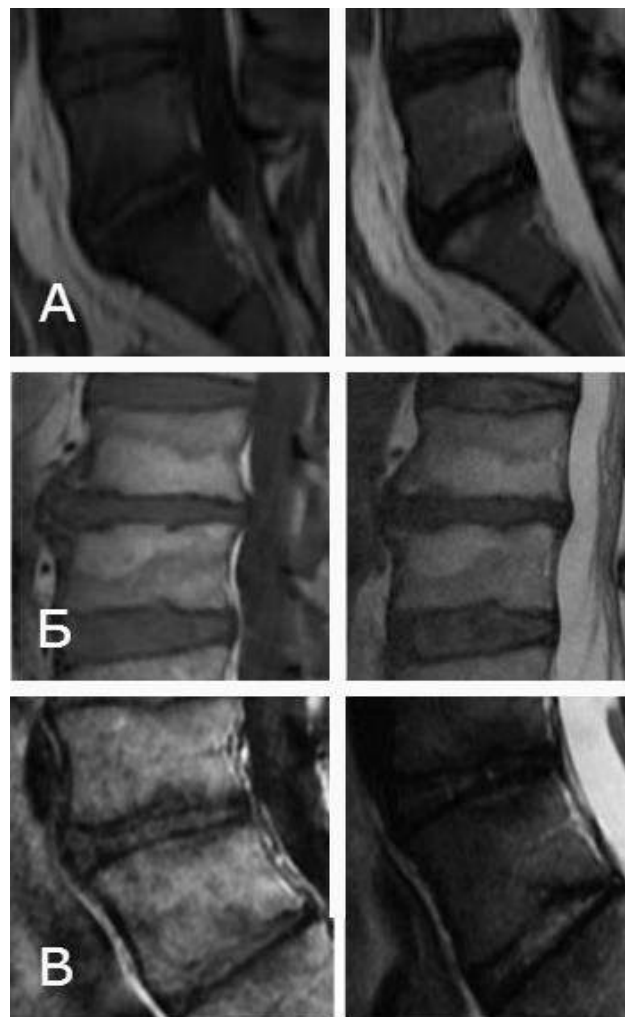


Рисунок 10. Изменения замыкательных пластинок позвонков по Modic:
А – Modic I; Б – Modic II; В – Modic III

Степень дегенеративных изменений фасеточных суставов оценивалась на основании критериев классификации D. Weishaupt [Weishaupt D., 1999]:

- 0 – нормальная суставная щель фасеточного сустава (ширина 2-4 мм)
- 1 – сужение суставной щели фасеточного сустава (< 2 мм) и/или небольшие остеофиты и/или умеренная гипертрофия суставных отростков
- 2 – сужение суставной щели фасеточного сустава и/или умеренно выраженные остеофиты и/или умеренная гипертрофия суставного отростка и/или субартикулярная эрозия кости
- 3 – сужение суставной щели фасеточного сустава и/или большие остеофиты и/или выраженная гипертрофия суставного отростка и/или выраженная субартикулярная эрозия кости и/или субхондральные кисты.

2.2.5 Электрофизиологическое обследование

Электронейромиография (ЭНМГ) – метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышцы в покое и при произвольном напряжении путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами с кожной поверхности над двигательной точкой. Этот метод является неинвазивным, безболезненным и позволяет оценивать электрическую активность мышц глобально, т.е. суммарно. В более широком смысле термин электромиографии включает все виды миографических методик (глобальную ЭНМГ, игольчатую ЭНМГ и стимуляционные методики).

Применение ЭНМГ в совокупности с данными клинического обследования позволило решить ряд важных задач:

1. уточнение уровня поражения корешков конского хвоста;
2. определение стадии и характера денервационно-реиннервационного процесса;
3. выявление характера поражения корешков спинномозговых нервов (аксональное, демиелинизирующее);

4. определение степени выраженности поражения невральных образований (частичное, полное);

5. проведение дифференциальной диагностики с заболеваниями, имеющими сходную клиническую картину с дискогенными и вертеброгенными радикулопатиями.

Игольчатая (локальная) ЭНМГ – метод регистрации и изучения биоэлектрической активности двигательных волокон и двигательных единиц мышцы с помощью игольчатых электродов в покое и при произвольном напряжении. Метод является инвазивным и болезненным, однако позволяет определять такие механизмы работы нервно–мышечного аппарата, которые плохо выявляются поверхностной ЭМГ.

Стимуляционная ЭМГ – метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц, вызванной активацией нерва на протяжении или раздражением рецепторов нейронов электрическим или механическим стимулом. Регистрация вызванной (стимуляционной) активности мышцы осуществляется при помощи либо накожных, либо игольчатых электродов в зависимости от задачи исследования, глубины залегания мышцы и необходимости исключения активности наведения с соседних мышц.

При проведении ЭНМГ анализу подвергались следующие характеристики моторного ответа мышцы и скорости проведения по нервному проводнику:

1. М-ответ – суммарный потенциал мышечных волокон, регистрируемый с мышцы при стимуляции иннервирующего ее нерва одиночным стимулом. При супрамаксимальной стимуляции в мышце гарантированно “отвечают” все функционирующие двигательные единицы. В связи с данным фактом М-ответ очень стабилен по своим параметрам, что отличает его от других волн;

2. F-волна – потенциал действия, периодически регистрируемый при супрамаксимальной стимуляции смешанного нерва и имеющий значительно большую латентность, чем М-ответ. F-волна является ответом мышцы на возвратный разряд, возникающий в результате антидромного раздражения мотонейрона.

3. Н-рефлекс – это моносинаптический рефлекс, который является рефлекторным ответом мышцы на раздражение чувствительных волокон нерва, иннервирующего данную мышцу;

4. Скорость распространения возбуждения по двигательным волокнам.

В некоторых случаях выполнялась функциональная ЭНМГ с целью доказательства ведущего фактора сегментарной нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника при наличии радикулопатии и нестабильности, выявляемой на функциональных спондилограммах, и отсутствии явных компримирующих агентов по данным нейровизуализации. Функциональная ЭНМГ выполняется в стандартной позиции лежа или сидя, а затем при сгибании и разгибании.

На рисунке 11 представлена картина изменения F-волны при исследовании пациентки с сегментарной нестабильностью в ПДС L_{IV}-L_V и трансляцией позвонка L_{IV} в сагиттальной плоскости на 4,5 мм, при сгибании вперед провоцирующей компрессию корешка L4 и L5 справа; при МРТ поясничного отдела позвоночника выявлен спондилоартроз фасеточного сустава L_{IV}-L_V справа.

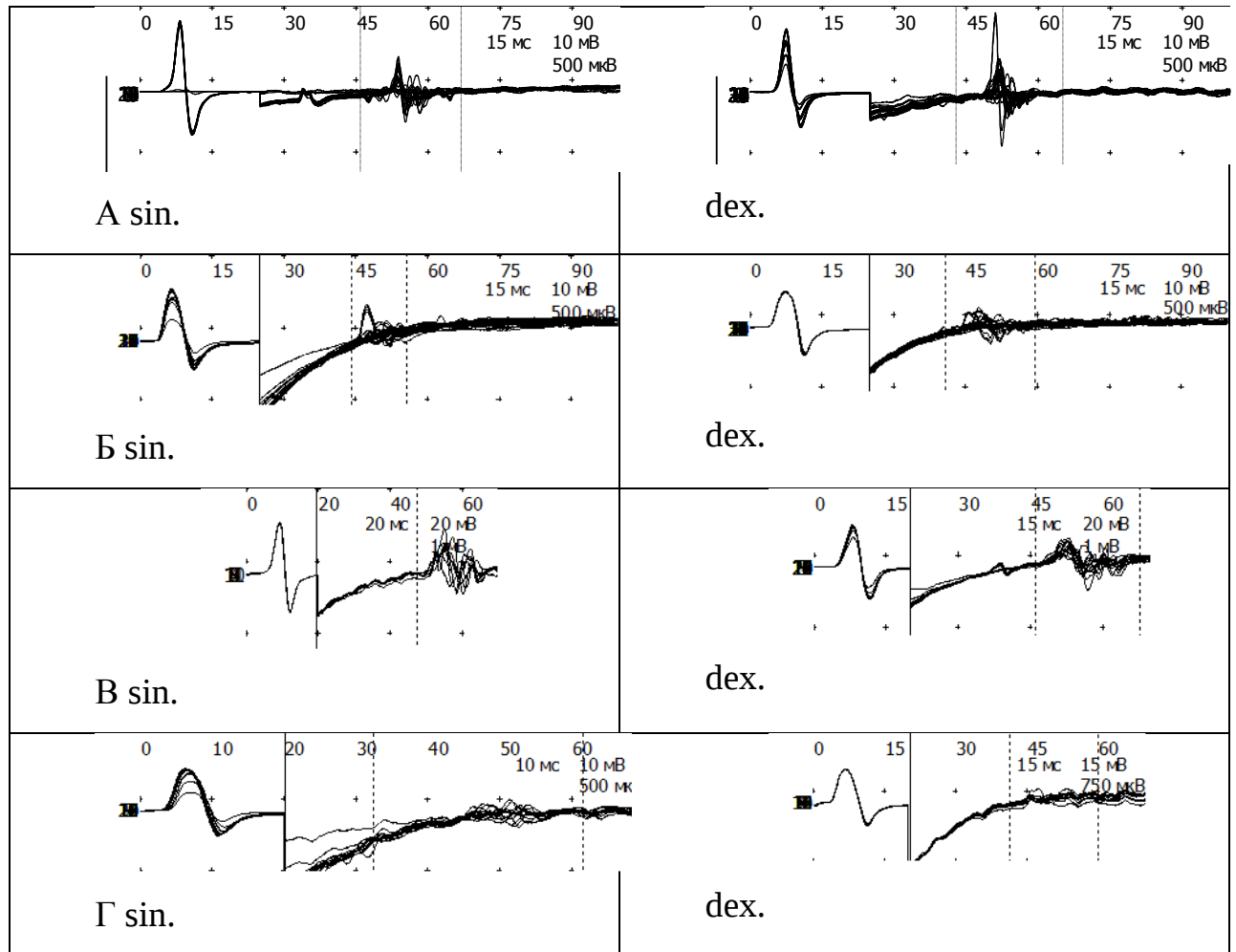


Рисунок 11. Исследование F-волны в двигательных точках ключевых мышц при функциональной ЭНМГ у пациентки с нестабильностью в ПДС L_{IV}-L_V. А – m. abductor hallucis, сидя; Б – m. extensor digitorum brevis, сидя; В – в m. abductor hallucis, наклон вперед; Г – m. extensor digitorum brevis, наклон вперед

2.2.6. Методика оценки результатов лечения и статистической обработки материала

Оценка результатов лечения больных с сегментарной нестабильностью в ПДС поясничного отдела позвоночника производилась путем изучения ближайших показателей качества жизни перед выпиской из стационара, через 6 и 12 месяцев после хирургического лечения. Разработаны

индивидуальные карты, в которые заносились паспортные данные, результаты комплексного обследования и лечения пациентов. В их числе – пол, возраст, данные результатов диагностического комплекса, жалобы на момент поступления в стационар, основные симптомы до операции, данные инструментальных исследований (функциональная рентгенография, СКТ, МРТ, ЭНМГ), особенности оперативного вмешательства, уровень имплантации, характер нестабильности, послеоперационные осложнения.

Результаты хирургического лечения оценивались на основании шкал – визуально-аналоговой шкалы боли (VAS), Освестровского опросника (Oswestry Disability Index, ODI), опросника SF-36 (The Short Form-36 Health Status Survey), а также модифицированной шкалы исходов MacNab.

Опросник Освестри – широко применяемая шкала для оценки степени нарушения жизнедеятельности, обусловленного патологией позвоночника. Опросник Oswestry Disability Index (ODI) разработан в 1980 г. Jeremy C.T. Fairbank в период работы в Agnes Hunt Orthopaedic Hospital в городе Освестри, Великобритания. Опросник состоит из 10 разделов. Для каждого раздела максимальный бал равен 5.

Визуально-аналоговая шкала боли (ВАШ, Oswestry Disability Index, ODI) – предназначена для количественного определения субъективного ощущения выраженности боли пациентом в момент исследования. Шкала представляет собой отрезок длиной 10 см, где начальная точка 0 обозначает отсутствие боли, а 10 – максимальная, невыносимая боль.

Опросник SF-36 – это неспецифический опросник для оценки качества жизни пациента. Опросник отражает общее благополучие и степень удовлетворенности теми сторонами жизнедеятельности человека, на которые влияют состояние здоровья. SF-36 состоит из 36 вопросов, сгруппированных в восемь шкал. Показатели каждой шкалы составлены таким образом, что чем выше значение показателя (от 0 до 100), тем лучше оценка по избранной шкале. Шкалы включают в себя:

1. физическое функционирование (Physical Functioning — PF);
2. ролевое функционирование, обусловленное физическим состоянием (Role-Physical Functioning — RP);
3. интенсивность боли (Bodily pain — BP);
4. общее состояние здоровья (General Health — GH);
5. жизненная активность (Vitality — VT);
6. социальное функционирование (Social Functioning — SF);
7. ролевое функционирование, обусловленное эмоциональным состоянием (Role-Emotional — RE);
8. психическое здоровье (Mental Health — MH).

Шкалы группируются в два показателя: РН («физический компонент здоровья») и МН («психологический компонент здоровья»).

Шкала исходов MacNab была разработана в 1971 году профессором Университета г. Торонто (Канада) Ian MacNab. В начальной версии пациент самостоятельно оценивал результат лечения по шкале «отличный-хороший-удовлетворительный-неудовлетворительный». Модифицированная версия шкалы имеет ряд критериев, отражающих неврологический статус пациента, по которым исследователь определяет исход хирургического лечения.

Накопление, хранение и статистическая обработка результатов исследований осуществлялась на основе базы данных, реализованной с помощью пакета прикладных программ Microsoft Excel и Statistica для операционной системы Microsoft Windows, и выполнены на персональном компьютере.

Статистический анализ проводился программой Statistica 12 (Stat Soft, США). Полученные в процессе исследования медико-биологические данные обрабатывались с использованием программной системы STATISTICA for Windows. Данная система является интегрированной средой статистического анализа и обработки данных. Она осуществляет все расчеты по стандартным формулам математической статистики, используя только существующие,

измеренные данные (все пропуски исключаются из расчетов и не учитываются при формировании выводов).

Массив был подготовлен так, что можно было сравнивать весь имеющийся набор сведений в анализируемых группах и подгруппах разного уровня и сопряжения.

Сопоставление частотных характеристик качественных показателей проводилось с помощью непараметрических методов χ^2 , χ^2 с поправкой Йетса, критерия Фишера.

Сравнение количественных параметров, в исследуемых группах осуществлялось с использованием критериев Манна-Уитни, медианного хи-квадрат и модуля ANOVA (Баранова А. В., 2003; Юнкеров В. И., 2005).

Оценка изучаемых показателей в динамике после проведенного лечения выполнялась с помощью критерия знаков и критерия Вилкоксона (Юнкеров В. И., 2005).

Для визуализации структуры исходных данных и полученных результатов их анализа мы использовали графические возможности системы Statistica for Windows и модуль построения диаграмм системы Microsoft Office. Для представления частотных характеристик признаков были построены столбиковые и круговые диаграммы. Количественные показатели в различных исследуемых подгруппах для полноты описания и удобства восприятия и сравнения мы представили в форме «Box & Whisker Plot», когда на одном поле при различных группировках на основе качественных критериев отражены среднее значение, ошибка среднего и стандартное отклонение для указанного параметра.

Доверительные интервалы для частотных показателей рассчитывались с использованием точного метода Фишера.

Используемые системой методы статистического анализа не требуют специального контроля достаточности количества наблюдений, все

допустимые оценки и заключения делаются при автоматическом учете фактически имеющихся данных.

Критерием статистической достоверности получаемых выводов мы считали общепринятую в медицине величину $P < 0,05$. При этом устойчивый вывод о наличии или отсутствии достоверных изменений нами формулировался тогда, когда мы имели сходные по сути результаты по всему набору применявшихся критериев.

ГЛАВА 3. УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИСТРАКЦИИ ОСТИСТЫХ ОТРОСТКОВ

3.1. Межкостистый дистрактор из нитинола с эффектом памяти формы ИЛКОДА

Сплавы, обладающие эффектом памяти формы, известны в науке с 1948 года, когда Г.В. Курдюмовым и Л.Г. Хандросом были исследованы материалы с нехарактерными для металлов свойствами. В своих исследованиях ученые выявили обратимый рост кристаллов новой фазы при обратимом мартенситном превращении: при нагреве сплава CuAlNi происходил рост мартенситных кристаллов, а при охлаждении они исчезали. Такой мартенсит впоследствии стали называть термоупругим, а позже это открытие получило название "эффект Курдюмова". В настоящее время в современной научной литературе для обозначения данного феномена используется термин «эффект памяти формы». С конца 1950-х годов, когда широко стали известны сплавы никеля и титана, - никелид-титана (или нитинол – термин, широко употребляемый в иностранной литературе), а также открыто присущее им свойство эффекта памяти формы, началось их активное изучение и внедрение в прикладные области. Такие свойства, как малый удельный вес, большая прочность, способность работать в большом диапазоне температур, немагнитность, коррозионная стойкость, биологическая инертность и относительная дешевизна, привели к широкому внедрению никелид-титана во все сферы промышленности.

Сплавы из никелид-титана с эффектом памяти формы обладают сверхупругостью. Сверхупругость - свойство материала, подвернутого нагрузке до напряжения, значительно превышающего предел текучести, полностью восстанавливать первоначальную форму после снятия нагрузки, а термической обработкой условный модуль упругости можно изменять в широком диапазоне, адаптируя свойства металла к механическим свойствам

биологических тканей. Другими свойствами нитинола являются деформационная циклостойкость (сохранение исходных свойств после большого числа знакопеременной деформации) и биологическая инертность.

Известно также, что костная ткань, наряду с гибкостью и вязкостью проявляет в физиологических условиях живого организма свойства упругости, т.е. характеризуется значительной (до 2 %) обратимой деформацией. Именно механическое упругое поведение костной ткани объясняет противоречие в поведении металлических жестких имплантатов, когда, несмотря на многократный запас прочности и высокий модуль упругости, они все-таки разрушались. Адекватность суммарного механического поведения живых тканей (костной, хрящевой и соединительной ткани) и сплавов на основе никеля и титана позволяет считать металлоконструкции из нитинола более физиологичными и функциональными [Левченко С.К., 2004].

Биохимическая совместимость физиологических сред и металлических имплантатов в значительной степени определяется электрохимическим взаимодействием между ними. Такое взаимодействие обуславливает переход ионов металлов в ткани организма. Однако оценивать совместимость системы «организм-металл» на основании концентрации токсичных элементов нельзя, особенно если их введение в состав имплантата приводит к существенному повышению его коррозионной стойкости. Так как биохимическая совместимость является важнейшим показателем коррозионных свойств имплантата, необходимо учитывать как коррозионные процессы, так и реакции, приводящие к образованию поверхностных плохо проводящих защитных пленок, сдерживающих миграцию токсичных ионов, что обеспечивает биологическую инертность.

Широкие исследования электрохимического поведения и коррозионной стойкости сплавов в различных агрессивных средах установило, что

никелид-титана обладает близкими к титану коррозионными свойствами в статическом состоянии [Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., 2006].

Поведение динамических систем, имплантированных в биологическую среду, связано с законом запаздывания. Это проявляется тем, что в изотермических условиях в пределах температур физиологического функционирования биологической системы практически все ткани проявляют высокие эластические свойства и характеризуются значительной обратимой деформацией. При этом изменение формы тканей сопровождается широким гистерезисом между накоплением и возвратом деформации на деформационной зависимости и составляет более 100-200МПа. Любой традиционный металлический имплантат, жестко закрепленный в тканях, будет подвергаться со стороны тканей знакопеременной деформации, по величине значительно превосходящей возможности самих материалов. Металлы допускают знакопеременное изменение формы в пределах области упругой Гуковской деформации 0,1-0,2%, ткани же способны приводить к деформации металла более чем на 5%, поэтому имплантат пластически сдеформируется уже на первом цикле деформации, что обуславливает разрушение защитных пленок и разрушению металла.

Особый интерес использованию никелид-титана с эффектом памяти формы в медицинской практике представил тот факт, что пластическая деформация проявляется лишь после 4-6% деформации. Потенциодинамические поляризационные исследования коррозионных свойств никелид-титана установили, что во время испытания не наблюдалось пробоя пассивной пленки, а потому сплавы из нитинола обладают хорошей биосовместимостью [Гюнтер В.Э., Ходоренко В.Н., 2006].

Нами было разработано и внедрено в клиническую практику устройство из нитинола, обеспечивающее динамическую стабилизацию позвоночно-двигательного сегмента, - межкостистый дистрактор ИЛКОДА (патент на изобретение № 2453289; Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Давыдов

Е.А.), общий вид которого представлен на рисунке 12. Дистракторы представлены четырьмя типоразмерами - $13\pm 0,5$ мм, $14\pm 0,5$ мм, $15\pm 0,5$ мм и $17\pm 0,5$ мм.



Рисунок 12. Межостистый дистрактор ИЛКОДА (общий вид)

Дистрактор остистых отростков смежных позвонков выполнен из нитинолового стержня с эффектом запоминания формы. Температура восстановления формы $+15^{\circ}\dots+37^{\circ}\text{C}$ и усилие дистракции от 10 до 100 Н (более высокое усилие приводит к резорбции костной ткани и несостоятельности стабилизации). Устройство содержит силовой (рабочий) элемент и два элемента крепления к остистым отросткам. Силовой элемент имеет форму фрагмента синусоидальной волны, а на обоих концах от силового элемента размещены дугообразные загибы, повернутые выпуклостью кнаружи, выполнены каждый в виде крючков, которые являются продолжением дугообразного загиба и элементами крепления к остистым отросткам (рисунок 13).

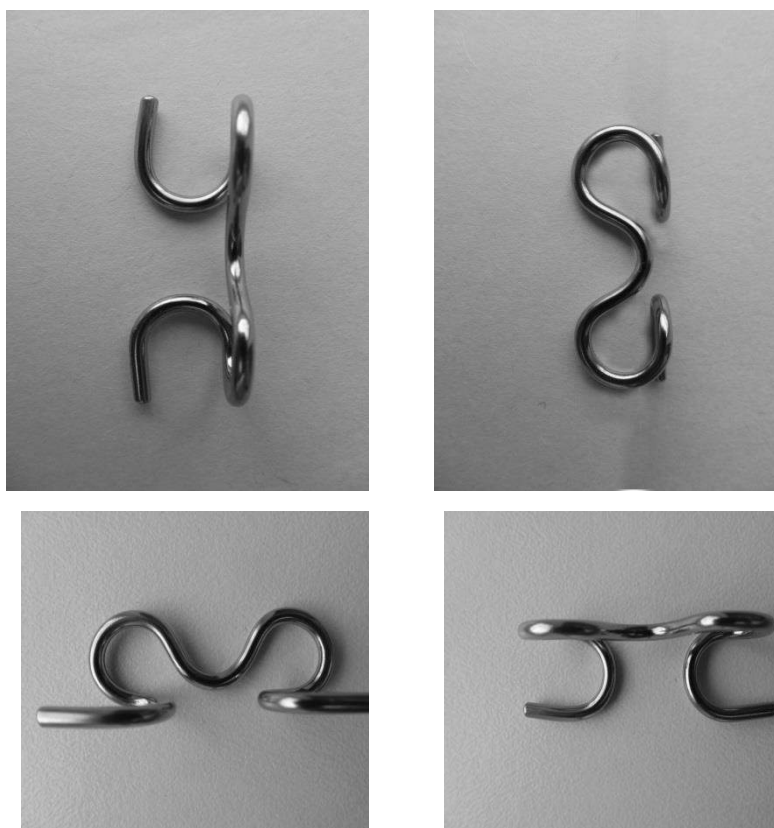


Рисунок 13. Межостистый дистрактор ИЛКОДА (общий вид)

3.2. Методика установки межостистого дистрактора ИЛКОДА

Предлагаемый способ лечения нестабильности в ПДС обладает минимальной травматичностью при установке дистрактора благодаря одностороннему доступу. Установка дистрактора производится либо как завершающий этап оперативного вмешательства после декомпрессии сосудисто-нервных образований позвоночного канала, либо как самостоятельное оперативное вмешательство при изолированной дегенеративной нестабильности.

После скелетирования остистых отростков на интересующем уровне производится перфорация межостистой связки и формирование туннелей для крючков, охватывающих остистые отростки, с помощью туннелизаторов (правого и левого) (рисунок 14, рисунок 15), а также и формируются выемки с помощью кусачек Керрисона у основания смежных остистых отростков для более стабильного положения межостистого дистрактора.



Рисунок 14. Туннелизатор (общий вид)

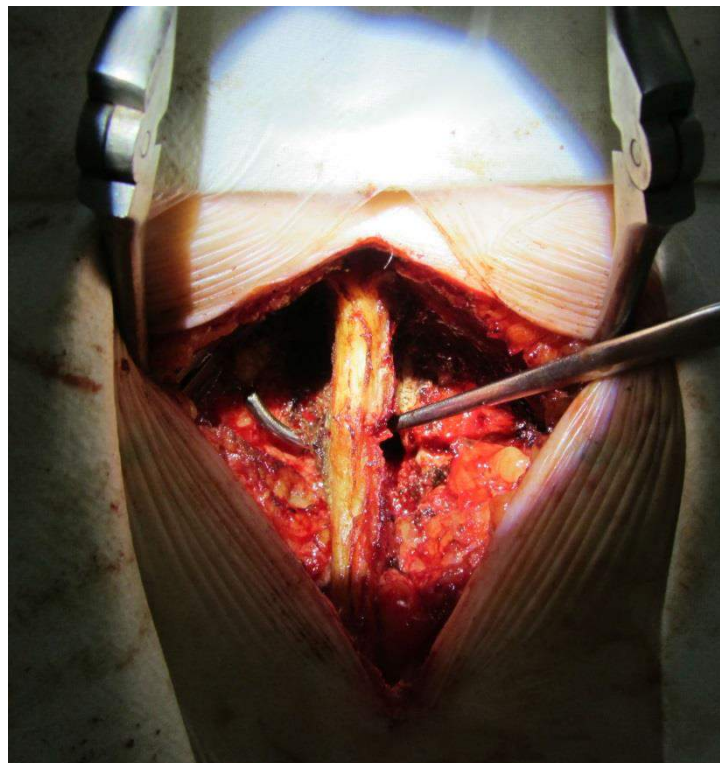


Рисунок 15. Перфорация межребристой связки с помощью туннелизатора

Измеряется расстояние между остистыми отростками на уровне выемок и по нему определяется необходимый типоразмер дистрактора. Важно, чтобы расстояние между крючками устройства на 3-5 мм превышало расстояние между выемками.

Дистрактор охлаждается в холодном стерильном физиологическом растворе с температурой $+5^{\circ}\dots 0^{\circ}$ С, после чего деформируется с помощью зажимов так, чтобы максимально уменьшить диаметры волн силового элемента, а фиксирующие крючки необходимо разогнуть до параллельности их свободных концов (рисунок 16).

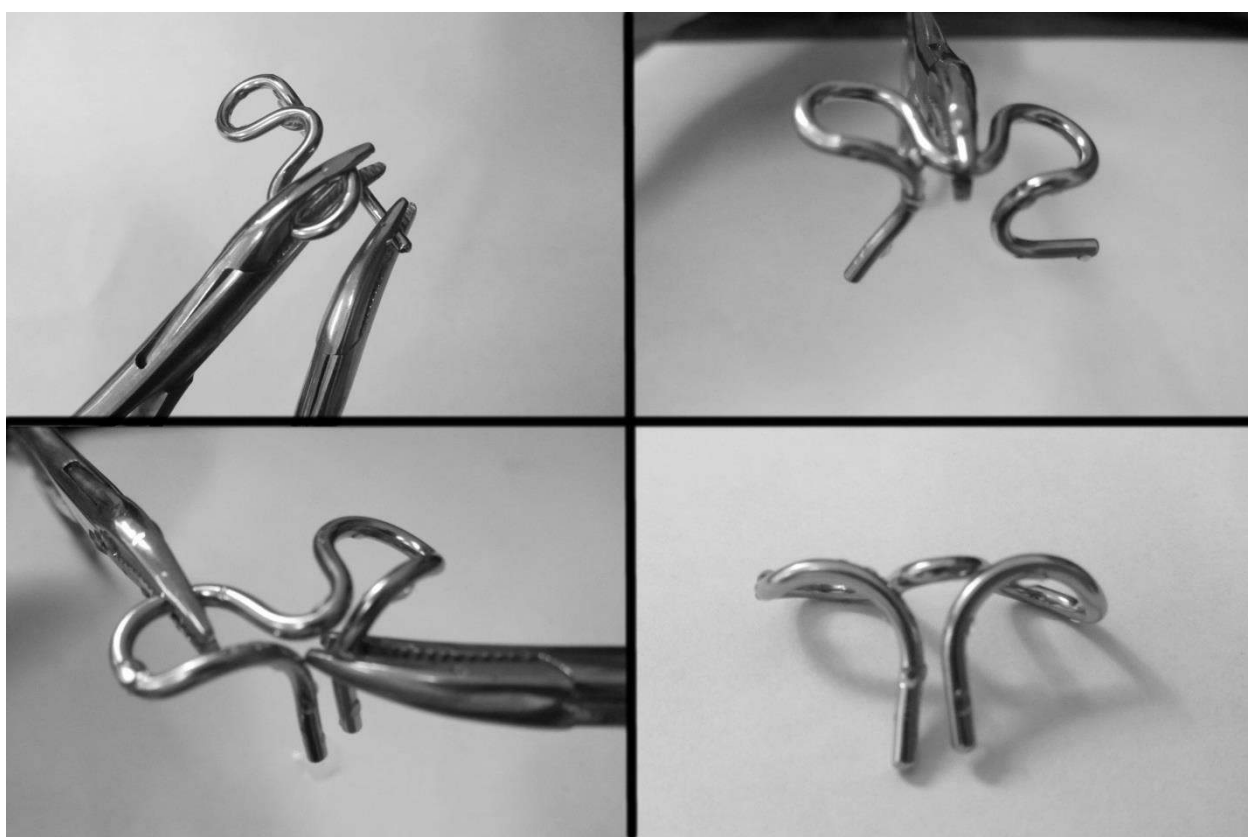


Рисунок 16. Подготовка межостистого дистрактора к установке

Параллельные концы крючков вводятся в подготовленное отверстие в межостистой связке и выемки между остистыми отростками, после чего дистрактор орошается подогретым до $+40^{\circ}\dots +45^{\circ}$ С физиологическим раствором (рисунок 17).

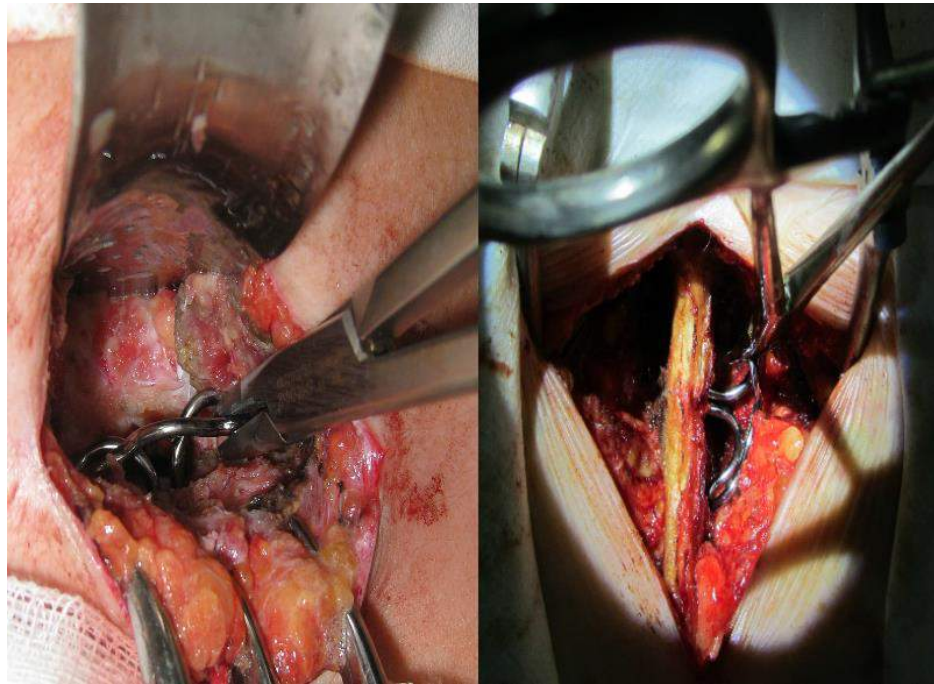


Рисунок 17. Установка дистрактора в межостистый промежуток

В процессе нагревания дистрактор стремится восстановить свою исходную (рабочую) форму, в результате чего крючки охватывают остистые отростки, волны силового элемента расправляются и дистрактор начинает работать. Силовой элемент располагается параллельно плоскости остистых отростков практически вплотную к ним (рисунок 18, рисунок 19).

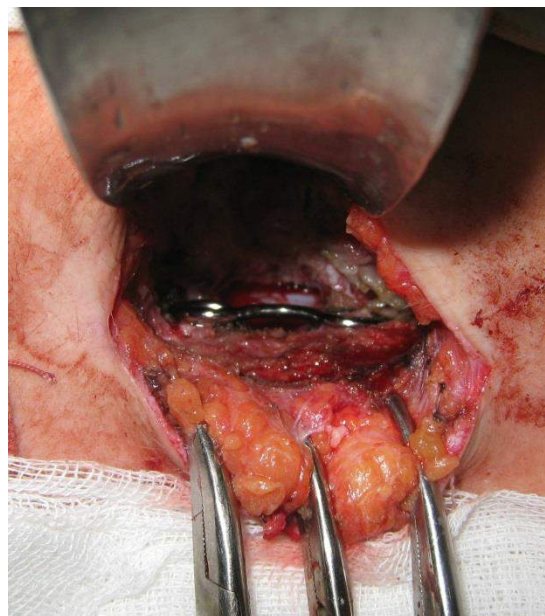


Рисунок 18. Общий вид установленного дистрактора в операционной ране



Рисунок 19. Общий вид межостистого дистрактора на макете

3.3 Биомеханическое обоснование применения межостистого дистрактора ИЛКОДА в клинической практике

Одним из этапов разработки и проектирования имплантируемых спинальных систем является биомеханическое обоснование их применения в медицинской практике, достигаемое всесторонним изучением работоспособности и надежности системы, то есть способности материала сопротивляться необратимой деформации или разрушению под действием функциональных нагрузок. В настоящее время одним из методов, используемых для решения данной проблемы, является математическое компьютерное моделирование механического поведения системы «имплантат – структуры организма» как в процессе, так и в результате нагружения, а современный уровень программного обеспечения и математического аппарата позволяют предоставить достаточную достоверность и точность прогнозирования поведения систем с учетом влияния внешних и внутренних факторов (свойства материала и биологической среды, условия взаимодействия компонентов системы на границах раздела, точки приложения нагрузки и т.д.). Моделирование

позволяет предугадать механическую совместимость имплантата, которая определяет возможность, продолжительности и результат адаптации структур организма в новой биотехнической системе «имплантат – ПДС». Принимая во внимание физические характеристики материала и костно-связочных структур, а также кинематические особенности сегмента, математическое моделирование определяет физиологически дозволённый диапазон нагрузок, исключая неэффективность работы системы и негативное влияние на ткани организма (например, стрессовые переломы остистых отростков).

Математическое моделирование поведения межостистого дистрактора ИЛКОДА выполнено с помощью универсальной программной системы конечно-элементного анализа ANSYS. Конечно-элементная модель поясничного отдела позвоночника создана с учетом трехколонной теории Denis и тщательным моделированием геометрических образов ПДС (МПД, связочный аппарат, костные структуры) с известными биомеханическими характеристиками неизмененного сегмента, а также имплантированным межостистым дистрактором ИЛКОДА (рисунок 20).

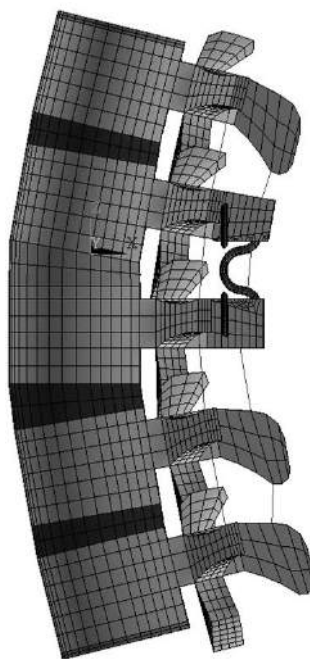


Рис. 20. Конечно-элементная модель поясничного отдела позвоночника L_I-L_V с установленным межостистым дистрактором ИЛКОДА в ПДС L_{II}-L_{III}

Исследование проводилось на нескольких моделях ПДС: 1) базовый вариант, отвечающий критериям физиологической биомеханики, 2) ПДС L_{II}-L_{III} с ослаблением межпозвонкового диска в 4 раза, 3) ПДС L_{II}-L_{III} с ослаблением межпозвонкового диска в 4 раза и удаленными межостистой и желтой связок, имитирующих вариант задней декомпрессии с одновременным вмешательством на межпозвонковом диске, 4) ПДС L_{II}-L_{III} с ослаблением межпозвонкового диска в 4 раз и установленным межостистым дистрактором ИЛКОДА, и 5) ПДС L_{II}-L_{III} с ослаблением межпозвонкового диска в 4 раза, удаленными межостистой и желтой связок и установленным межостистым дистрактором ИЛКОДА.

Для изучения поведения каждой модели ПДС и изменения положения позвонков относительно друг друга к позвонку L_I была приложена малая нагрузка 50 Н в направлении, обеспечивающем флексию, экстензию и осевую нагрузку. Эффективность работы дистрактора оценивалась путем измерения угла деформации межпозвонкового диска и расчёта коэффициента стабильности для каждой модели ПДС.

Исследование углов деформации межпозвонкового диска в исходной модели выявило закономерность в увеличении угла деформации в 1,2-1,5 при экстензии. В биомеханическом плане данный факт может означать, что при разгибании задние отделы межпозвонкового диска испытывают большую нагрузку, чем передние отделы диска при сгибании, а дугоотростчатые суставы, являющиеся преимущественными нагружаемыми элементами задней опорной колонны, не обладают достаточной лимитирующей способностью в виду сагиттальной ориентации фасеток в поясничном отделе.

При ослаблении межпозвонкового диска в 4 раза на всех уровнях отмечается нарастание угла деформации при флексии, экстензии и осевой нагрузке по сравнению с базовым вариантом. Дополнительная резекция межостистой и желтой связок увеличивает деформацию при сгибании.

Моделирование ситуации с установленным межостистым дистрактором ИЛКОДА выявило закономерность в уменьшении деформации межпозвонкового диска при экстензии и осевой нагрузке, как в случае с ослабленным диском, так и в сочетании с резецированными связками. В то же время достоверных различий в деформации межпозвонкового диска при флексии выявлено не было. Результаты измерения углов деформации представлены в табл. 9.

Таблица 9. - Углы деформации межпозвонковых дисков ПДС модели поясничного отдела позвоночника

Состояние позвоночника	Воздействие на позвоночник			Углы деформации дисков			
				LI	LII	LIII	LIV
Ослабленный диск	С дистрактором	все связки	Без нагрузки	4,14	6,73	10,49	4,06
			Флексия	3,6	7,05	7,91	2,54
			Осевая нагрузка	4,17	9,98	10,4	3,72
			Экстензия	4,13	12,17	11,74	5,8
		Без желтой и м/о связки	Без нагрузки	3,71	8,76	8,21	2,29
			Флексия	3,53	6,74	8,56	2,29
			Осевая нагрузка	4,24	10,89	9,96	3,77
			Экстензия	4,39	12,16	12,09	5,86
	Без дистрактора	все связки	Флексия	3,58	7,53	8,73	2,34
			Осевая нагрузка	4,62	10,94	10,17	3,95
			Экстензия	5,03	13,64	12,3	6,47
		Без желтой и м/о связки	Флексия	3,56	6,07	8,61	2,18
			Осевая нагрузка	4,46	9,86	10,43	4,06
			Экстензия	4,3	13,82	12,02	5,98
Базовый вариант	Без дистрактора	все связки	Без нагрузки	3,92	9	7,97	2,09
			Флексия	3,67	8,11	8,11	2,46
			Осевая нагрузка	4,26	10,08	10,08	4,26
			Экстензия	4,87	11,99	11,99	5,94

Исследование показало, что в исходной модели межостистый дистрактор смещает остистый отросток вышележащего позвонка на 0,2 мм, а при ослаблении межпозвонкового диска на 0,4 мм (рис. 21).

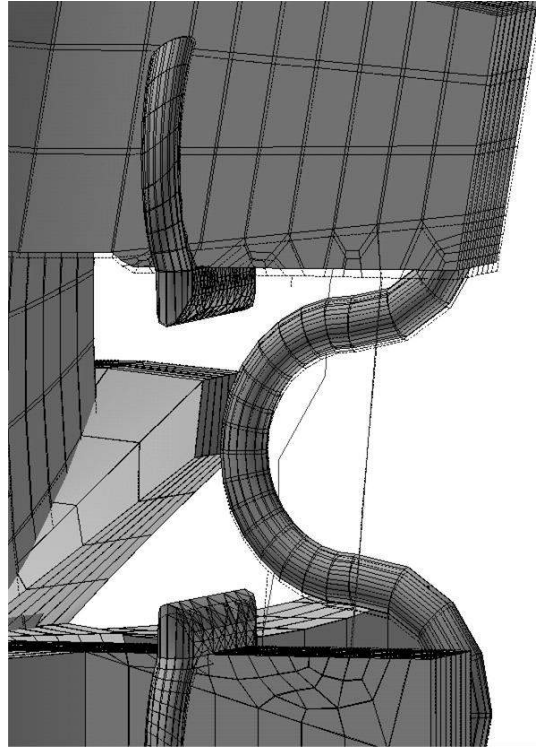


Рисунок 21. Конечно-элементная модель ПДС с установленным межостистым дистрактором. Показано смещение остистого отростка вышележащего позвонка при имплантации межостистого дистрактора.

Степень стабильности ПДС (S) при определенном направлении движения и приложении нагрузки оценивали как соотношение величин линейных и угловых перемещений замыкательной пластинки вышележащего позвонка относительно нижележащего позвонка в исходном, травмированном и стабилизированном состояниях:

$$S = \frac{\Delta Lh}{\Delta Lt} \times 100\%,$$

где ΔLh - смещение позвонков относительно друг друга в травмированном или стабилизированном состоянии,

ΔL_t – перемещение позвонков относительно друг друга в исходном состоянии.

Отношение перемещений тел позвонков в ПДС было использовано как коэффициент стабильности, принятый за единицу.

Ослабление межпозвонкового диска $L_{II}-L_{III}$ в 4 раза приводит к снижению стабильности до 0,16. Следует отметить, что общая стабильность поясничного отдела позвоночника также претерпевает изменения. Нагружение конечно-элементной модели, обеспечивающее флексию, приводит к значительному уменьшению коэффициента стабильности в нижележащем сегменте (до 0,18), менее значимое снижение стабильности в вышележащем сегменте (0,74) и значительную перегрузку наиболее каудального сегмента $L_{IV}-L_V$. Экстензионные нагрузки не приводят к значительной потере общей стабильности как в смежных сегментах, так и в наиболее удаленном сегменте. Осевая нагрузка, приложенная к телу L_I , вызывает значительную нестабильность в вышележащем сегменте (0,49) и повышение ригидности в ПДС $L_{IV}-L_V$.

В модели, отражающей резекцию межкостистой и желтой связок, при флексии отмечается значительное снижение стабильности в поврежденном сегменте (0,08), нижележащем сегменте (0,22) и значительное повышение коэффициента стабильности в ПДС $L_{IV}-L_V$ (4,11). При экстензионных нагрузках отмечается незначительное увеличение стабильности в ПДС L_I-L_{II} , тогда как коэффициент стабильности в нижерасположенных сегментах стремится к единице, в результате чего, учитывая суммарную стабильность для конечно-элементной модели, поясничный отдел позвоночника более устойчив к экстензионным нагрузкам, чем к флекссионным.

Установка межкостистого дистрактора при ослаблении межпозвонкового диска в 4 раза приводит к возрастанию стабильности на уровне ПДС $L_{II}-L_{III}$ при сгибании в 4,7 раза, однако стоит отменить снижение

стабильности в остальных ПДС. При экстензии общая стабильность модели повышается по сравнению с моделью без установки дистрактора.

Дополнительная резекция связочного аппарата при установленном межостистом дистракторе увеличивает стабильность как в поврежденном (0,55), так и смежных сегментах при сгибании, разгибании и осевой нагрузке (коэффициент стабильности близок к единице).

Чрезмерные провалы стабильности в моделях повреждения диска и дополнительной резекции связочных структур могут объясняться значительным ослаблением межпозвонкового диска, не характерное для дегенеративных поражений. Если уменьшить ослабление в 2 раза, то коэффициент стабильности будет приближаться к единице как для флексии, так и для экстензии.

Результаты вычисления коэффициентов стабильности представлены в таблице 10.

Таблица 10. - Коэффициенты стабильности модели поясничного отдела позвоночника

Состояние позвоночника	Воздействие на позвоночник			Коэффициент стабильности			
				LI	LII	LIII	LIV
Ослабленный диск	С дистрактором	все связи	Флексия	0,46	0,75	0,05	0,24
			Осевая нагрузка	11,3	0,51	23,4	6,38
			Экстензия	1	0,34	3,22	2,21
		Без желтой и м/о связи	Флексия	1,39	0,12	0,4	1
			Осевая нагрузка	0,64	0,78	1,2	1,47
			Экстензия	1,4	0,55	1	1,1
	Без дистрактора	все связи	Флексия	0,74	0,16	0,18	1,48
			Осевая нагрузка	0,49	0,86	0,96	1,17
			Экстензия	0,86	0,4	0,93	0,88
		Без желтой и м/о связи	Флексия	0,7	0,08	0,22	4,11
			Осевая нагрузка	0,63	1,93	0,86	1,1
			Экстензия	2,5	0,39	0,99	0,99
Базовый вариант	Без дистрактора	все связи	Без нагрузки	1	1	1	1
			Флексия	1	1	1	1
			Осевая нагрузка	1	1	1	1
			Экстензия	1	1	1	1

Таким образом, конечно-элементное моделирование позволило уточнить показания к применению межкостистого дистрактора ИЛКОДА в клинической практике.

Во-первых, межкостистый дистрактор ИЛКОДА является достаточным инструментарием для лечения умеренной сегментарной нестабильности (как трансляционной, так и ротационной), не связанной со значительным разрушением передней и средней колонн поясничного отдела позвоночника. Во-вторых, межкостистый дистрактор стабилизирует заинтересованный

сегмент вне зависимости от приоритетного смещения позвонка: как при переднем (антелистезе), так и при заднем (ретролистезе).

В-третьих, широкая задне-боковая декомпрессия, сопряженная с резекцией связочного аппарата заднего опорного комплекса и одновременным вмешательством на межпозвонковом диске, должна дополняться стабилизацией сегмента в виду высокого риска развития послеоперационной нестабильности.

В-четвертых, применение межкостистого дистрактора при сегментарной нестабильности препятствует ослаблению стабильности в смежных сегментах или повышению ригидности, что является профилактикой развития синдрома смежного диска.

ГЛАВА 4. ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ДЕГЕНЕРАТИВНОЙ НЕСТАБИЛЬНОСТИ В ПОЗВОНОЧНО-ДВИГАТЕЛЬНОМ СЕГМЕНТЕ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕЖОСТИСТОГО ДИСТРАКТОРА ИЛКОДА

Хирургическое лечение пациентов с сегментарной нестабильностью, обусловленной дегенеративными изменениями в поясничном отделе позвоночника, подразумевает выполнение достаточной декомпрессии сосудисто-невральных образований позвоночного канала и создание стабильности в ПДС, обеспечивающей сохранение диапазона движений в сегменте, близкому к физиологическому.

Всем пациентам, вошедшим в группу наблюдения, была выполнена межостистая динамическая стабилизация с помощью дистрактора из нитинола с термомеханической памятью формы ИЛКОДА либо как один из этапов декомпрессивно-стабилизирующего вмешательства, либо как метод хирургического лечения изолированной сегментарной нестабильности.

Показаниями к оперативному лечению явились:

- 1) наличие сегментарной нестабильности в ПДС в сочетании с дегенеративно-дистрофическими изменениями позвоночника (грыжи межпозвонковых дисков, стеноз позвоночного канала, дегенеративный спондилолистез) и сопутствующих неврологических нарушений, резистентных к консервативной терапии
- 2) изолированная дегенеративная сегментарная нестабильность в ПДС, вызывающая клиническую картину персистирующего болевого синдрома, резистентного к консервативной терапии
- 3) профилактика сегментарной нестабильности в ПДС при декомпрессии, достигаемой «широкой» резекцией костно-связочных структур

4) профилактика развития синдрома смежного диска при использовании в гибридных системах.

4.1 Предоперационная подготовка и укладка пациента на операционном столе

Стандартная предоперационная подготовка пациентов, отобранных для хирургического лечения, проводится согласно стандартным принципам. Всем пациентам накануне оперативного вмешательства выполняется очищение кишечника и, при необходимости, бритье области оперативного вмешательства.

С целью профилактики тромбообразования в венозных коллекторах нижних конечностей используется компрессионный трикотаж до момента активизации или вертикализации пациента. Класс компрессии трикотажа подбирается с учетом преморбидного фона, уровня D-димеров и данных ультразвукового сканирования вен нижних конечностей.

Антибиотикопрофилактика проводится с учетом продолжительности и объема предстоящего хирургического вмешательства и может быть начата в интервале от 2-3 часов до начала операции до 30-40 минут во время вводного наркоза и длится в течение всего оперативного вмешательства. В качестве препарата выбора мы используем цефалоспорины третьего поколения (медоцеф, цефепим, цефотаксим), вводимые внутривенно. Как правило, длительность антибиотикопрофилактики не превышает 24-48 часов.

Позиционирование пациента на операционном столе зависит от объема предстоящего вмешательства и доступа к структурам позвоночного канала. Латеральная позиция (положение на боку) используется при односторонних доступах, как правило, в пределах одного ПДС. Данная позиция позволяет уменьшить поясничный лордоз и увеличить расстояние между дужками. Отрицательными моментами данной позиции могут явиться высокий риск повреждения плечевого сплетения, компрессии плечевой артерии, венозной

гипертензии в «нижней» руке и вентиляционно-перфузионного несоответствия. Размещение «нижней» руки на подлокотнике между головой и туловищем в положении отведения плеча и сгибания предплечья в локтевом суставе, а также подкладывание валика под верхнюю часть грудной клетки позволяют избежать ишемии конечности, повреждения плечевого сплетения и компартмент-синдрома (рисунок 22).



Рисунок 22. Латеральная позиция

Положение на животе (прон-позиция) позволяет осуществлять широкий доступ к структурам заднего опорного комплекса, легко изменять угол хирургической атаки и уменьшать поясничный лордоз на этапе декомпрессии путем изменения наклона операционного стола. В условиях релаксации прон-позиция ведет к увеличению внутрибрюшного давления, компрессии нижней полой вены, что уменьшает венозный возврат и, как следствие, приводит к увеличению кровотечения из венозных сплетений позвоночного канала. С целью минимизации побочных эффектов используются специальные рамы (Wilson frame, Relton-Hall frame, Andrews frame), подушки, подкладываемые под грудь и таз, или специальные

операционные столы (Jackson table). Для предупреждения позиционного повреждения плечевого сплетения руки укладываются на подставки, при этом плечи находятся в положении небольшого переднего сгибания, отведения и внешней ротации под углом не менее 90° , а предплечья в положении пронации; под локтевой сустав подкладывается подушка для предотвращения сдавления локтевого нерва в кубитальном канале (рисунок 23).



Рисунок 23. Положение пациента на операционном столе на животе (прон-позиция)

Локализация уровня оперативного вмешательства осуществлялась с помощью операционного электронно-оптического преобразователя (ЭОП) Philips BV Endura при предварительно введенной стерильной инъекционной или люмбальной игле паравертебрально или в межкостистый промежуток (рисунок 24).

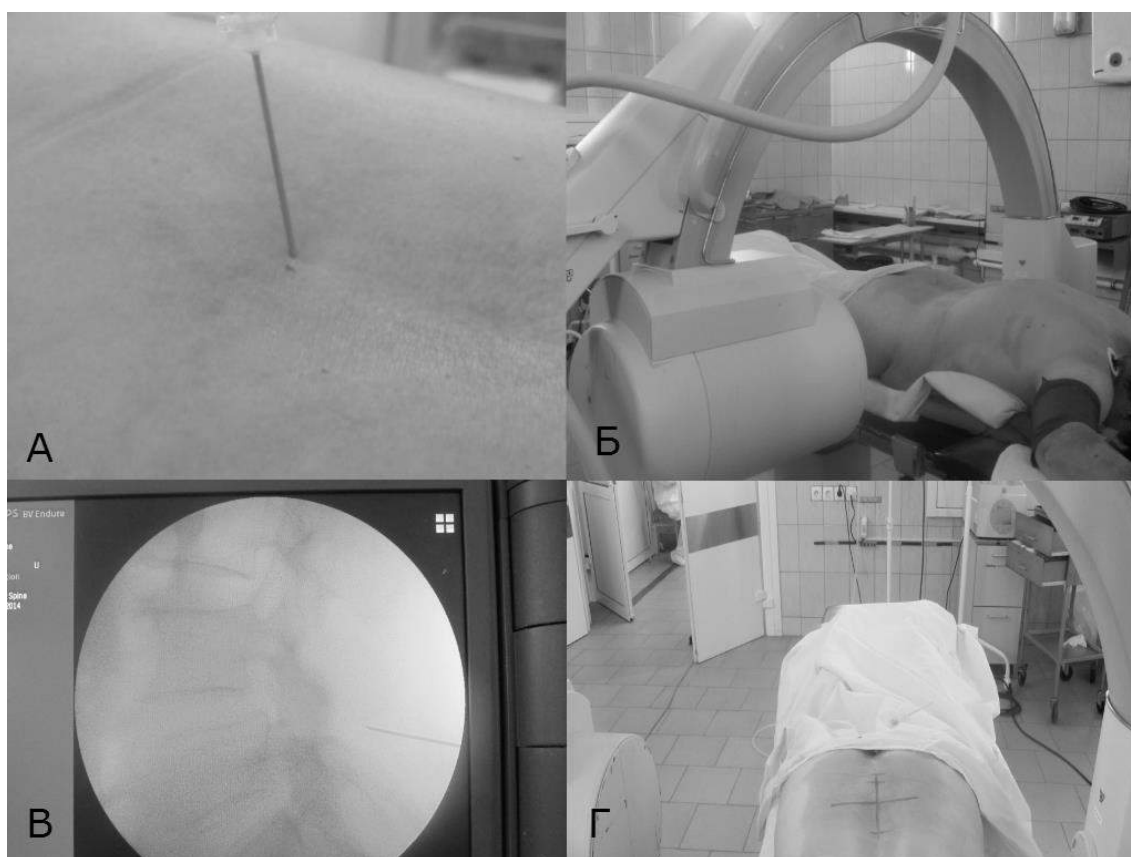


Рисунок 24. Локализация уровня оперативного вмешательства с помощью ЭОП. А – установка иглы в межостистом промежутке; Б – разметка с помощью ЭОП; В – при флюороскопическом контроле игла расположена в межостистом промежутке L_{III}-L_{IV}; Г – разметка планируемого разреза на коже влагостойким маркером

4.2 Применение межостистой динамической фиксации для лечения сегментарной нестабильности

Выявление сегментарной нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника, сочетающейся с другими проявлениями остеохондроза, является важным моментом диагностики на этапе планирования хирургического вмешательства. Недооценка значимости сегментарной нестабильности в последующем может стать причиной сохранения в оперированном ПДС очага болевой ирритативной активности и активации репаративных процессов, направленных на рестабиллизацию. Избыточное образование рубцовой и хрящевой тканей, образование краевых костных

разрастаний может приводить к рестенозу на оперированном уровне и обуславливать развитие СОП (Failed Back Surgery Syndrome, FBSS).

С целью фиксации нестабильного ПДС на поясничном уровне было прооперировано 17 пациентов (48,55%).

Хирургическое лечение СН, возникшей на фоне грыжеобразования, состоит из двух основных этапов: микродискэктомии и установки межостистого имплантата ИЛКОДА.

После предварительной разметки уровня оперативного вмешательства с помощью ЭОП выполнялся разрез кожи в проекции остистых отростков, выполнялось одностороннее скелетирование остистых отростков и дуг позвонков. Доступ в позвоночный канал осуществлялся либо транслигаметнозно при широком междужковом промежутке, либо путем интерляминэктомии. Резекция дужек производилась с применением высокооборотистой дрели и костных кусачек Smith-Kerrison. Как правило, на данном этапе использовались конические или цилиндрические фрезы, при визуализации желтой связки предпочтение отдавалось шаровидным фрезам с алмазным напылением для предотвращения повреждения дурального мешка. Желтая связка резецировалась на всем протяжении с обязательным зондированием экстрадурального пространства краниальнее и каудальнее зоны доступа, поскольку, во-первых, остатки связки при ее гипертрофии могут вызывать самостоятельную компрессию дурального мешка, а, во-вторых, приводить к избыточному эпидуральному рубцеобразованию. После доступа в позвоночный канал при избыточной гипертрофии дугоотростчатого сустава проводилась медиальная фасетэктомия и частичная фораминомия в «зоне входа» в межпозвонковое отверстие. Адекватность декомпрессии оценивалась зондированием межпозвонкового отверстия. После визуализации дуральной манжеты спинномозгового корешка на протяжении от дурального мешка до входа в межпозвонковое отверстие производилась дозированная медиальная тракция дурального мешка. После

идентификации задней продольной связки выполнялось ее рассечение скальпелем и удаление экструзии межпозвонкового диска с помощью конхотомов. Тщательный гемостаз выполнялся электрокоагуляцией, раствором перекиси водорода 3% и аппликацией гемостатических материалов.

Окончательным этапом производилась фиксация оперируемого ПДС путем установки межкостистого дистрактора ИЛКОДА по стандартной методике (рисунок 25).

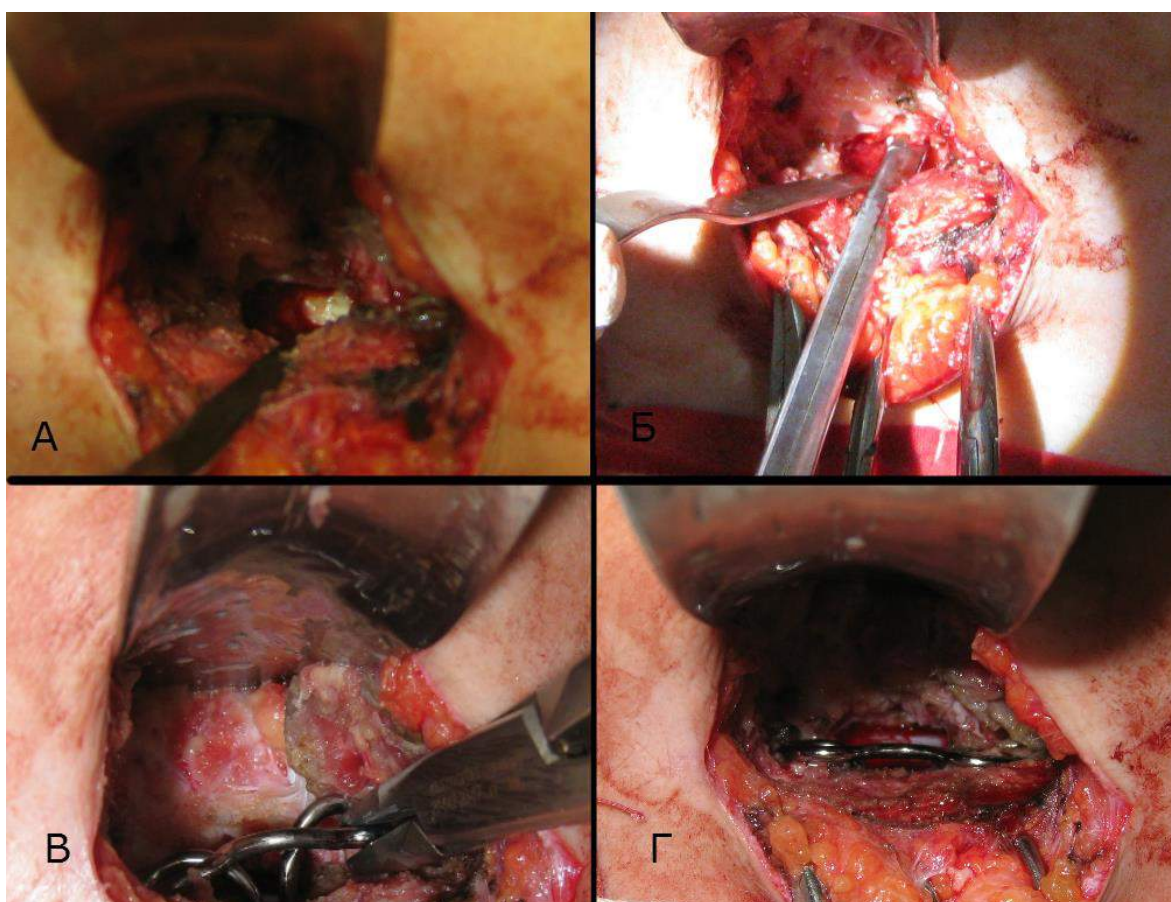


Рисунок 25. Этапы операции при лечении грыжи межпозвонкового диска L_{IV}-L_V, сочетающейся с сегментарной нестабильностью. А – выполнена интерляминэктомия L_{IV}-L_V, виден дуральный мешок; Б – удаление грыжи диска с помощью конхотома, дуральный мешок и корешок смещены шпателем медиально; В – установка межкостистого дистрактора ИЛКОДА в межкостистый промежуток L_{IV}-L_V; Г – общий вид межкостистого дистрактора ИЛКОДА в ране

В качестве иллюстрации на рисунке 26 приведен пример хирургического лечения пациентки Л. с грыжей межпозвонкового диска $L_{IV}-L_V$ и сегментарной трансляционной нестабильности в ПДС $L_{IV}-L_V$. При обследовании предоперационно был выявлен вертебральный болевой синдром в виде аксиального болевого синдрома, усиливающегося при разгибании, и левостороннего L_5 -радикулопатического синдрома (парез разгибателя большого пальца левой стопы до 4 баллов, гипестезия в дерматоме L_5). Проведение нейровизуализации выявило наличие левосторонней парамедианной секвестрированной грыжи межпозвонкового диска $L_{IV}-L_V$, вызывающей компрессию дурального мешка и невральных образований позвоночного канала на данном уровне, и сегментарной трансляционной нестабильности в соответствующем ПДС с преимущественным задним смещением позвонка в фазу разгибания.

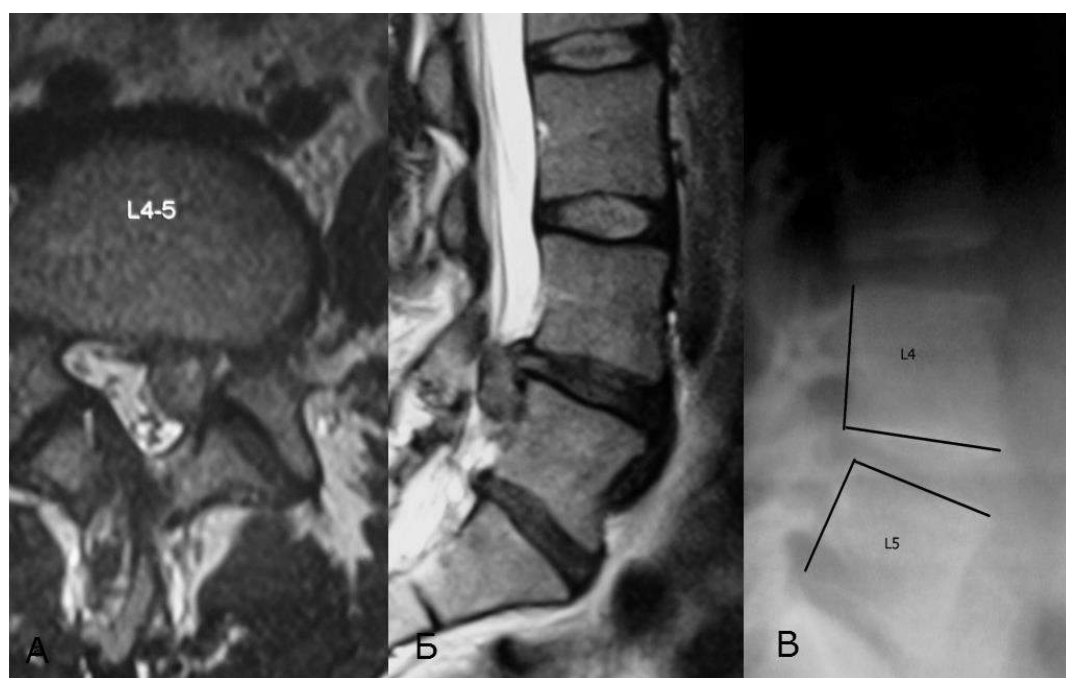


Рисунок 26. Предоперационное обследование пациентки Л. А, Б – на представленных МР-томограммах поясничного отдела позвоночника в Т2-режиме выявляется левосторонняя парамедианная грыжа межпозвонкового диска $L_{IV}-L_V$ с признаками секвестрации; В – при функциональной спондилографии выявляется ретролистез L_{IV} позвонка в фазу разгибания

Пациентке было выполнено оперативное вмешательство в объеме интелеяминэктомии L_{IV}-L_V слева и фиксации нестабильного ПДС межостистым дистрактором ИЛКОДА по вышеописанной методике. Оценка результатов хирургического лечения в послеоперационном периоде через 3, 6 и 12 месяцев показала полный регресс неврологических нарушений и боли в нижней части спины, индуцируемой разгибанием. Функциональная спондилография, выполненная через 12 месяцев выявила адекватную работу ПДС с сохранением высоты межпозвонкового диска (МПД) и межпозвонковых отверстий (МПО), а также работу межостистого дистрактора ИЛКОДА (рисунок 27).

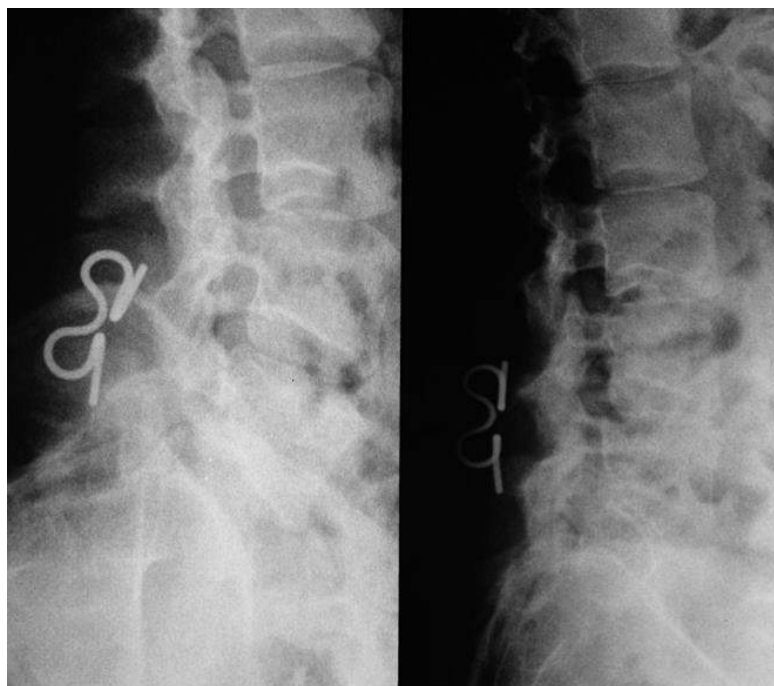


Рисунок 27. Функциональные спондилограммы поясничного отдела позвоночника, выполненные через 12 месяцев после хирургического вмешательства

Многоуровневая имплантация межостистого спейсера ИЛКОДА была выполнена в 2 случаях на уровнях L_{II}-L_{III}-L_{IV} и L_{III}-L_{IV}-L_V. В обоих случаях один из сегментов фиксировался для лечения СН, а другой для профилактики

СН при широкой резекции костно-связочных структур заднего опорного комплекса.

В качестве примера хирургического лечения пациентки М. по поводу многоуровневого дегенеративного стеноза позвоночного канала, сопряженного с ротационной сегментарной нестабильностью, на рисунке 28 приведены функциональные рентгенограммы и МР-томограммы, полученные при предоперационном обследовании.

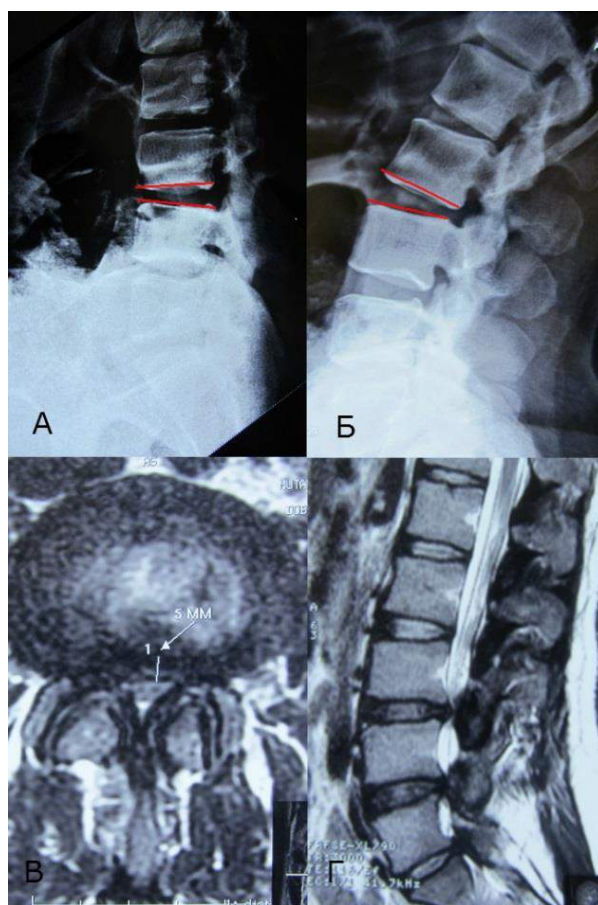


Рисунок 28. Предоперационное обследование пациентки М. А, Б – на функциональных рентгенограммах выявляется ротационная нестабильность в ПДС L_{III}-L_{IV}; В, Г – на представленных МР-томограммах в аксиальной и сагиттальной плоскости выявляется дегенеративный стеноз позвоночного канала на уровнях L_{III}-L_{IV} и L_{IV}-L_V

Пациентке было выполнено оперативное вмешательство в объеме задне-бокой декомпрессии дурального мешка и корешков спинного мозга на уровнях L_{III}-L_{IV} и L_{IV}-L_V путем расширенной двусторонней

интерляминэктомии, дополненной медиальной фасетэктомией и фораминомией, и фиксацией ПДС L_{III}-L_{IV} и L_{IV}-L_V межостистым дистрактором ИЛКОДА. При выполнении функциональной рентгенографии через 12 месяцев после проведенного оперативного вмешательства данных за ротационную нестабильность в ПДС L_{III}-L_{IV}, а также развитие вторичной СН в ПДС L_{IV}-L_V не получено (рисунок 29).

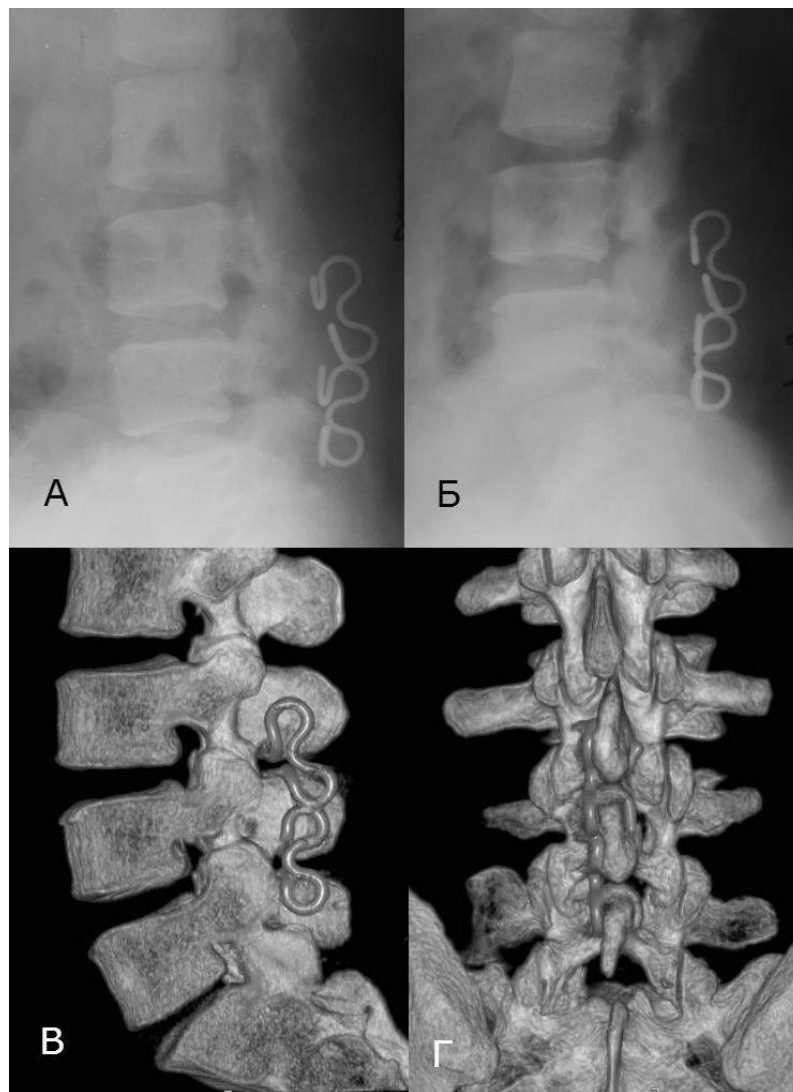


Рисунок 29. Рентгенологическое обследование пациентки М. через 12 месяцев после хирургического лечения. А,Б – на функциональных рентгенограммах при сгибании и разгибании отмечается отсутствие ротационной нестабильности в ПДС L_{III}-L_{IV} и L_{IV}-L_V; В, Г – общий вид межостистых дистракторов ИЛКОДА при МСКТ

4.3 Хирургическое лечение изолированной дегенеративной сегментарной нестабильности

Под изолированной дегенеративной нестабильностью мы понимаем клинико-морфологическую нозологическую единицу в системе дегенеративно-дистрофического заболевания позвоночника, проявляющуюся типичным паттерном болей нестабильности в результате избыточных движений в ПДС без признаков компрессии сосудисто-невральных образований позвоночного канала на данном уровне.

Нами было прооперировано 3 пациента с изолированной дегенеративной сегментарной нестабильностью в поясничном отделе позвоночника (8,57%). Всем пациентам предоперационно выполнялся стандартный протокол обследования. В случае выявления СН без признаков компрессии структур позвоночного канала с целью дифференциальной диагностики фасет-синдрома выполнялась блокада фасеточных суставов местными анестетиками под флюороскопическим контролем. В случае отсутствия эффекта в виде уменьшения или регресса болевого синдрома СН признавалась ведущим патоморфологическим фактором в формировании болевого синдрома.

Хирургическое лечение заключалось в фиксации нестабильного ПДС путем имплантации межостистого дистрактора ИЛКОДА. Доступ выполнялся через линейный разрез до 3 см в проекции остистых отростков оперируемого сегмента, производилось одностороннее скелетирование остистых отростков и части дуг и установка межостистого спейсера под флюороскопическим контролем.

В качестве иллюстрации на рисунке 30 приведены данные нейровизуализации (МРТ, функциональной рентгенографии) пациентки П. с изолированной дегенеративной СН и болями нестабильности в поясничном отделе позвоночника, возникающими преимущественно при разгибании.

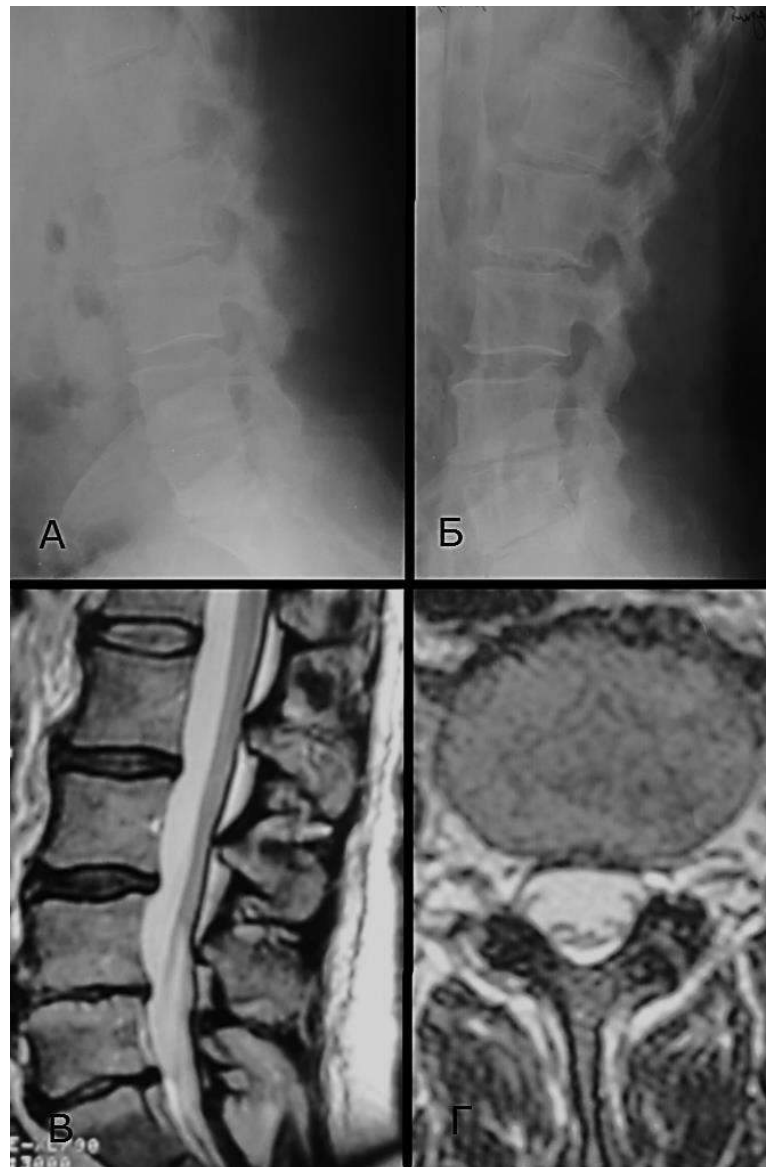


Рисунок 30. Предоперационное обследование пациентки П. с изолированной дегенеративной сегментарной нестабильностью в ПДС L_{III}-L_{IV}. А, Б – на функциональных рентгенограммах поясничного отдела позвоночника выявляется ретролистез L_{III} позвонка в фазу разгибания; В, Г – на представленных МР-томограммах в Т2-режиме в аксиальной и сагиттальной плоскостях достоверных факторов компрессии структур позвоночного канала нет

Функциональная рентгенография поясничного отдела позвоночника, выполненная через 12 месяцев, выявила отсутствие нестабильности в оперированном ПДС (рисунок 31).



Рисунок 31. Функциональная рентгенограмма поясничного отдела позвоночника пациентки П. через 12 месяцев после хирургического вмешательства по поводу изолированной СН. Отмечается отсутствие нестабильности в ПДС L_{III}-L_{IV} в фазу разгибания

4.4 Применение межостистого спейсера ИЛКОДА в гибридных системах

Гибридная фиксация подразумевает под собой сочетание ригидных систем фиксации и динамических систем фиксации. Основными показаниями к использованию межостистых спейсеров в комбинированных системах являются:

1. лечение умеренной сегментарной нестабильности в ПДС поясничного отдела позвоночника, более нестабильный ПДС фиксируется с помощью ригидной системы
2. профилактика синдрома смежного диска на уровне, располагающегося выше заблокированного ПДС.

Гибридная фиксация была выполнена в 2 случаях: межостистая динамическая фиксация дистрактором ИЛКОДА сочеталась в 1 случае с транспедикулярной фиксацией (ТПФ) системой Stryker и в 1 одном случае с нитиноловыми ламинарными петельными фиксаторами.

Гибридная фиксация с помощью системы ТПФ проводилась следующим образом. В положении пациента на животе производился линейный разрез кожи в проекции остистых отростков. Скелетировались остистые отростки, дуги, фасеточные суставы и основания поперечных отростков. В стандартных точках R. Roy-Camille с помощью шила формировались каналы длиной до 5 мм и вводились спицы-направляющие, положение которых во фронтальной и сагиттальной плоскостях корректировалось с помощью ЭОП. После рентгенологического контроля спицы поочередно удалялись, формировались каналы в ножках с помощью шила и метчика. Каждый канал зондировался во избежание перфорации ножки как в сторону позвоночного канала, так и паравертебрально, после чего производилась установка транспедикулярных винтов под контролем ЭОП. Затем выполнялась декомпрессия структур позвоночного канала. Завершающим этапом производилась установка титановых стержней и их фиксация гайками. Затем в межостистом промежутке, смежным с заблокированным ПДС, выполнялась перфорация межостистой связки и установка дистрактора ИЛКОДА.

После установки фиксирующих металлоконструкций операционная рана дренировалась с помощью активной вакуумной аспирации по Редону в течение одних суток.

В качестве примера на рисунке 32 приводится МСКТ-реконструкция поясничного отдела позвоночника после операции пациентки М., прооперированной по поводу дегенеративного стеноза позвоночного канала на уровне L_{IV}-L_V-S_I.



Рисунок 32. Гибридная фиксация ПДС L_{IV} - L_V , L_V - S_I с помощью межостистого дистрактора ИЛКОДА и системы транспедикулярной фиксации Stryker, МСКТ-реконструкция

Гибридная фиксация с помощью ламинарных петельных фиксаторов выполнялась следующим образом. Производился линейный разрез кожи в проекции остистых отростков, выполнялась субпериостальная диссекция структур заднего опорного комплекса. Затем производилась декомпрессия дурального мешка и корешков спинного мозга на требуемых уровнях. После выполнения гемостаза формировались места зацепления у основания остистых отростков и устанавливались петельные фиксаторы. Установка межостистого дистрактора ИЛКОДА производилась на последнем этапе по стандартной методике. Рана ушивалась наглухо с установкой активной вакуумной аспирации по Редону в течение суток. В качестве иллюстрации на рисунке 33 приведен пример хирургического лечения пациента с дегенеративным стенозом позвоночного канала на уровне L_{III} - S_I и нестабильностью в ПДС L_{III} - L_{IV} , L_{IV} - L_V .

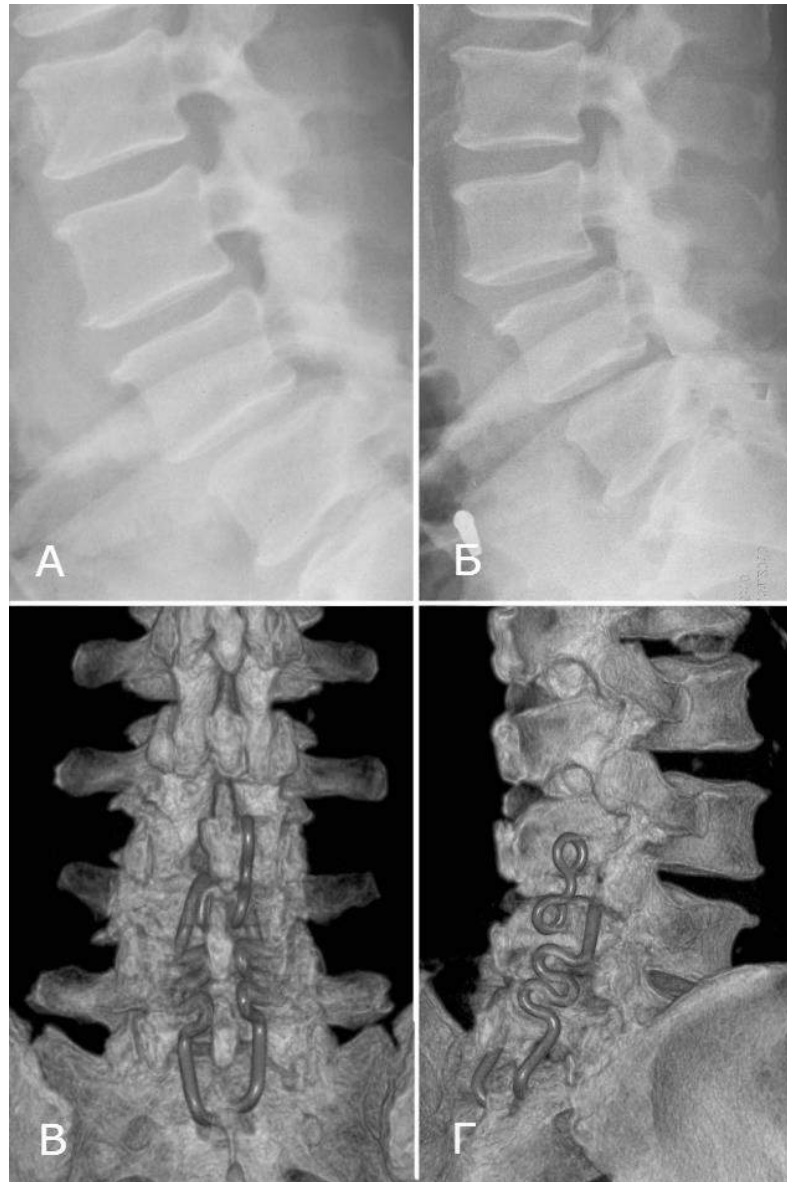


Рисунок 33. Гибридная фиксация с использованием ламинарных петельных фиксаторов фирмы КИМПФ-ДИ. А, Б – на функциональных рентгенограммах отмечается нестабильность в ПДС L_{IV} - L_V в фазу сгибания со смещением L_{IV} позвонка кпереди, в фазу разгибания определяется нестабильность в ПДС L_{III} - L_{IV} и L_{IV} - L_V со смещением L_{III} и L_{IV} позвонков кпереди; В, Г – послеоперационная МСКТ-реконструкция поясничного отдела позвоночника

4.5 Ведение пациентов в послеоперационном периоде

В первые сутки после проведенного оперативного вмешательства пациентам выполнялась МСКТ для оценки адекватности выполненной

декомпрессии и положения металлоконструкции. Активный дренаж удалялся через 24 часа после операции. Все пациенты были активизированы и вертикализированы в полужестком или жестком поясничном корсете через сутки после хирургического вмешательства с расширением двигательного режима в течение 2-3 суток.

Медикаментозная коррекция проводилась в объеме антибиотикопрофилактики препаратами цефалоспоринового ряда II и III поколений в течение 48 часов и обезболивания ненаркотическими анальгетиками.

Выписка пациентов из стационара осуществлялась на 5-10 сутки после операции в зависимости от объема оперативного вмешательства.

Осмотр пациентов, обследование по шкалам и выполнение функциональных рентгенограмм производились через 3, 6 и 12 месяцев и, по возможности, в более отдаленном периоде.

ГЛАВА 5. БЛИЖАЙШИЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕЖОСТИСТОГО ДИСТРАКТОРА ИЛКОДА

5.1 Динамика болевого синдрома

Оценка выраженности болевого синдрома проводилась с целью исследования динамики боли в ближайшем периоде после оперативного лечения через 3, 6 и 12 месяцев.

Динамика изменения выраженности болевого синдрома для оценки уровня значимости полученных данных производилась на основании многофакторного дисперсионного непараметрического анализа ANOVA.

Результаты динамики болевого синдрома в общей выборке пациентов представлены в таблице 11.

Таблица 11. - Динамика болевого синдрома в общей выборке пациентов (n=35)

VAS	Mean	Minimum	Maximum	Median	Lower Quartile	Upper Quartile	Std.Dev.
до операции	54,28	30	80	60	40	70	15,39
3 месяца	22,28	0	50	20	10	30	14,15
6 месяцев	13,14	0	40	10	0	20	11,82
12 месяцев	12,85	0	60	10	0	20	15,63

Как видно из представленных данных, в общей выборке пациентов отмечается отчетливая положительная динамика в регрессе болевого синдрома. Такая же динамика прослеживается в течение 6 месяцев после операции ($p < 0,0001$), однако достоверности в различии уровня болевого синдрома в 6 и 12 месяцев не выявлено.

Результаты дисперсионного анализа динамики болевого синдрома с применением критериев Фридмана и Кендалла в общей выборке пациентов представлены на рисунке 34.

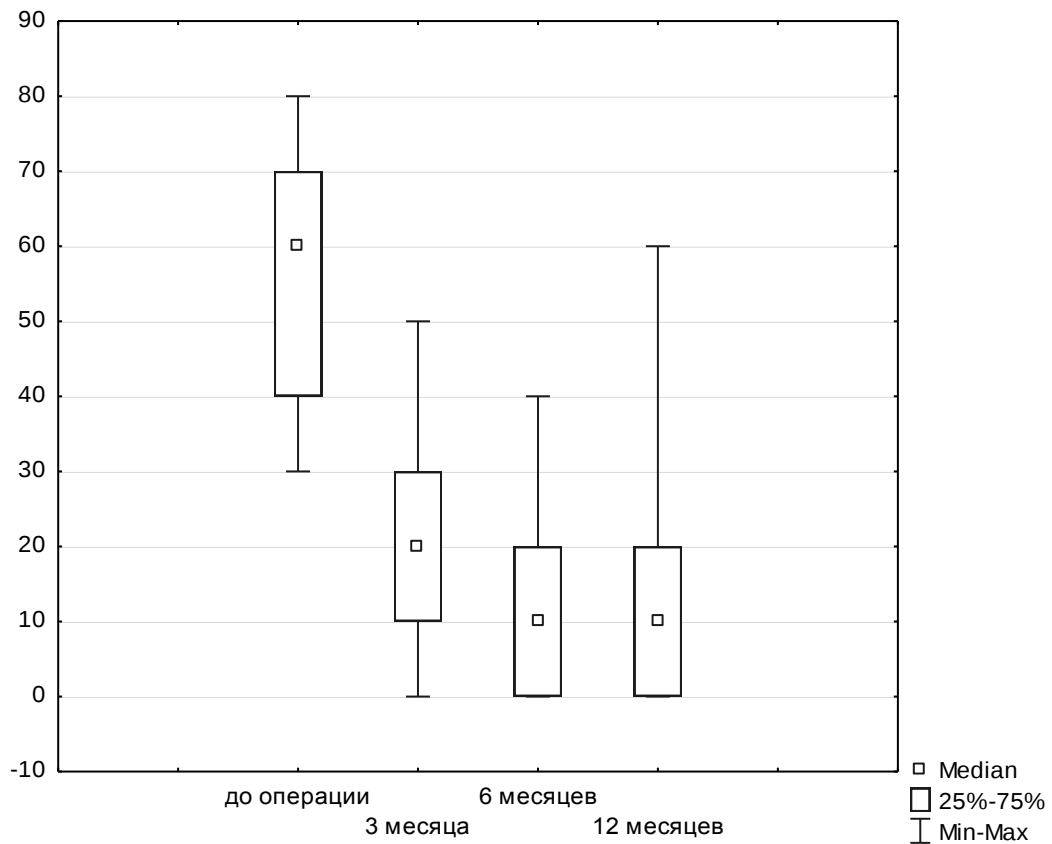


Рисунок 34. Динамика болевого синдрома в общей выборке пациентов на основании многофакторного дисперсионного непараметрического анализа ANOVA

После выполнения хирургического вмешательства с имплантацией межостистого дистрактора ИЛКОДА отмечается достоверное уменьшение уровня болевого синдрома. Тенденция к снижению уровня боли прослеживается в 3 и 6 месяцев, в 12 месяцев отмечается статистически незначимое увеличение показателя боли, связанное с рецидивом болевого синдрома у пациентки с СНОП (60 баллов по ВАШ). Динамика болевого синдрома в группе А представлена в таблице 12.

Таблица 12. - Динамика болевого синдрома у пациентов с сегментарной нестабильностью, группа А (n=17)

VAS	Mean	Minimum	Maximum	Median	Lower Quartile	Upper Quartile	Std.Dev.
до операции	50,58	30	70	50	40	70	15,99
3 месяца	21,17	0	40	20	10	30	12,68
6 месяцев	12,35	0	30	10	10	20	9,03
12 месяцев	13,52	0	60	10	0	10	18,68

Результаты дисперсионного анализа динамики болевого синдрома в группе А представлены на рисунке 35.

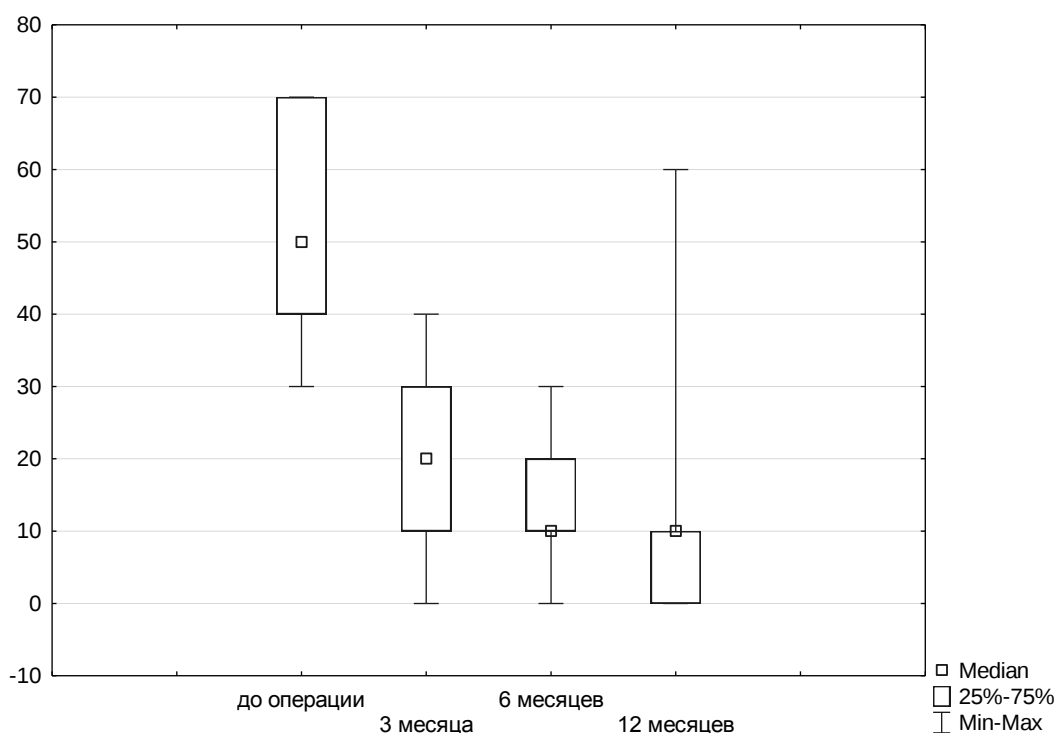


Рисунок 35. Динамика болевого синдрома в группе А на основании многофакторного дисперсионного непараметрического анализа ANOVA

Подобные результаты наблюдались в группе пациентов, которым межкостистый дистрактор ИЛКОДА был имплантирован для профилактики сегментарной нестабильности (таблица 13). Достоверное улучшение результатов наблюдалось в сроки до 6 месяцев после операции без значимой

динамики через 12 месяцев после оперативного лечения. Результаты дисперсионного анализа динамики болевого синдрома в данной группе пациентов показали меньшие максимальные и минимальные значения по сравнению с группой А (рисунок 36).

Таблица 13. - Динамика болевого синдрома у пациентов группы В (n=18)

VAS	Mean	Minimum	Maximum	Median	Lower Quartile	Upper Quartile	Std.Dev.
до операции	57,77	30	80	60	50	70	14,37
3 месяца	23,33	0	50	20	10	40	15,71
6 месяцев	13,88	0	40	10	0	20	14,19
12 месяцев	12,22	0	40	10	0	20	12,62

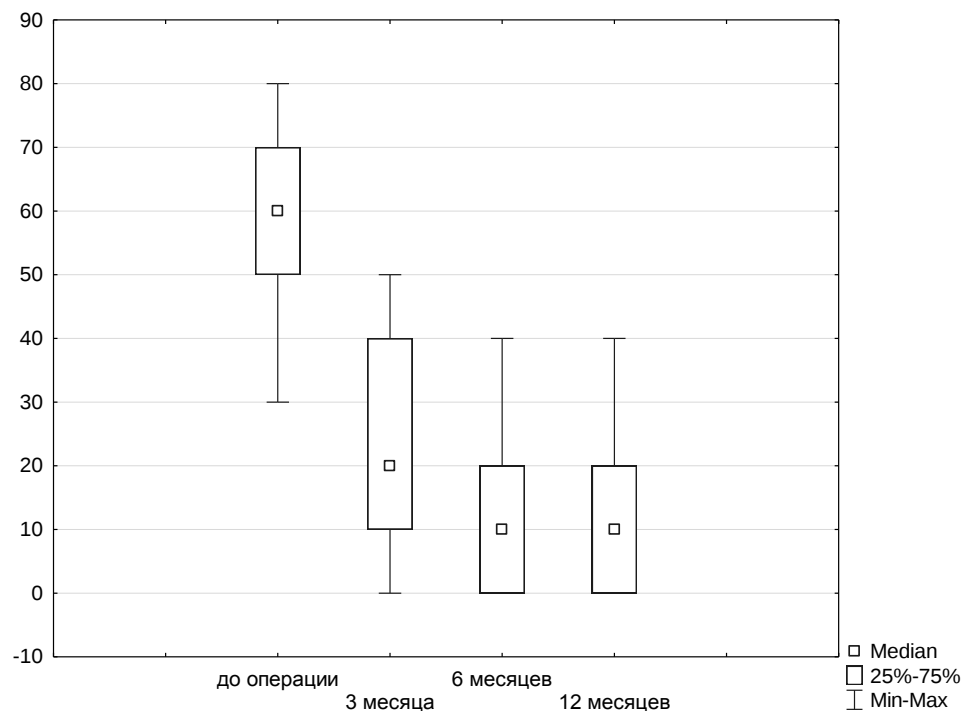


Рисунок 36. Динамика болевого синдрома в группе В на основании многофакторного дисперсионного непараметрического анализа ANOVA

Для оценки уровня болевого синдрома в группе А и группе В по количественному признаку, не являющемуся нормально распределенным,

было произведено сопоставление с использованием критерия Манна-Уитни, позволяющего проверить нулевую статистическую гипотезу об отсутствии различий групп (таблица 14).

Таблица 14. - Сравнение уровня болевого синдрома у пациентов групп А и В в динамике с применением критерия Манна-Уитни

Значение	Rank Sum Group A	Rank Sum Group B	U	Z	p-value	Z adjusted	p-value
до операции	268,0000	362,0000	115,0000	-1,23768	0,215834	-1,26150	0,207131
3 месяца	295,0000	335,0000	142,0000	-0,34655	0,728928	-0,35469	0,722820
6 месяцев	306,0000	324,0000	153,0000	0,01650	0,986834	0,01714	0,986328
12 месяцев	298,0000	332,0000	145,0000	-0,24754	0,804493	-0,25948	0,795267

Применение критерия Манна-Уитни выявило, что все значения $p > 0,05$, что подтверждает нулевую гипотезу об отсутствии различий, следовательно, группы сравнения не различаются между собой по уровню болевого синдрома в установленные сроки обследования.

Динамика болевого синдрома в общей выборке пациентов и группах сравнения представлена на рисунке 37.

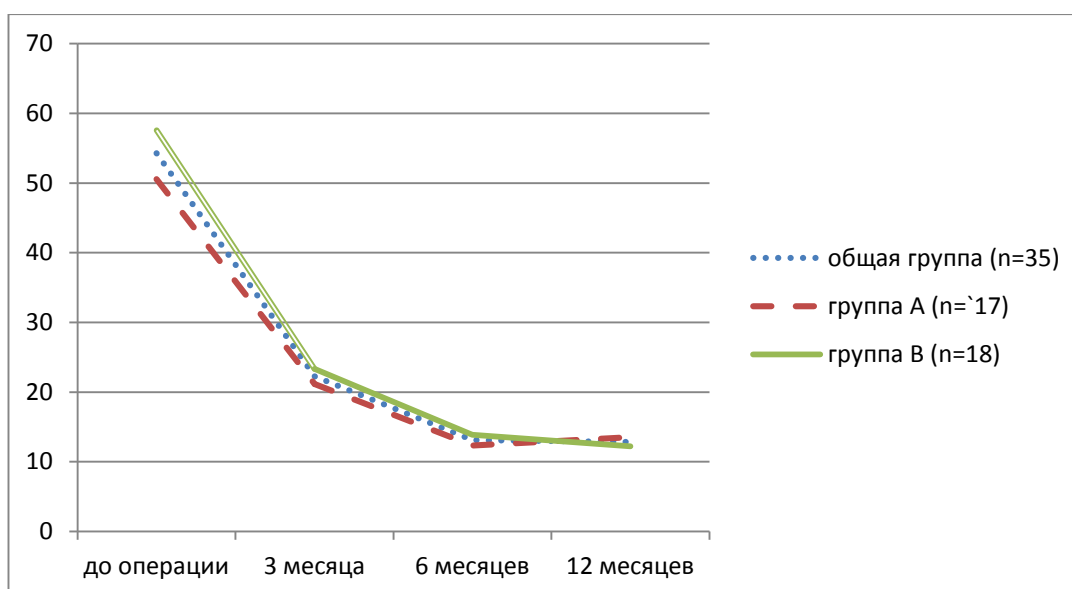


Рисунок 37. Диаграмма динамики болевого синдрома по ВАШ

Оценка динамики болевого синдрома после выполненного вмешательства в общей выборке пациентов и в группах сравнения показывает, что уровень болевого синдрома при исследовании по ВАШ статистически снижается во всех группах в послеоперационном периоде. Интенсивность болевого синдрома снижается во всех группах в послеоперационном периоде в сроки 3-6 месяцев, в сроки 6-12 месяцев статистически значимой динамики болевого синдрома отмечено не было.

5.2 Оценка качества жизни в послеоперационном периоде

5.2.1 Оценка качества жизни по опроснику Освестри

Оценка динамики индекса Освестри синдрома производилась с применением параметрического метода (t-критерия Стьюдента). Равенство дисперсии распределения значений проверялось с помощью критерия Левена, а также рангового дисперсионного анализа по Фридмена и конкордации Кендалла для представления усредненной ранговой корреляции.

Результаты динамики индекса Освестри в общей выборке пациентов представлены в таблице 15.

Таблица 15. - Динамика индекса Освестри в общей выборке пациентов (n=35)

ODI	Mean	Minimum	Maximum	Median	Lower Quartile	Upper Quartile	Std.Dev.
до операции	44,05	20	88	42	35	54	13,24
3 месяца	19,85	0	60	20	12	24	11,48
6 месяцев	11,91	0	41	10	0	20	10,90
12 месяцев	10,68	0	42	10	0	18	12,49

Приведенные данные показывают достоверное улучшение результатов в послеоперационном периоде, однако статистически значимое уменьшение значений индекса Освестри прослеживается в сроки до 6 месяцев, тогда как в сроки 6-12 месяцев достоверно значимых различий выявлено не было. Результаты параметрического анализа динамики индекса Освестри представлены на диаграмме размаха (рисунок 38).

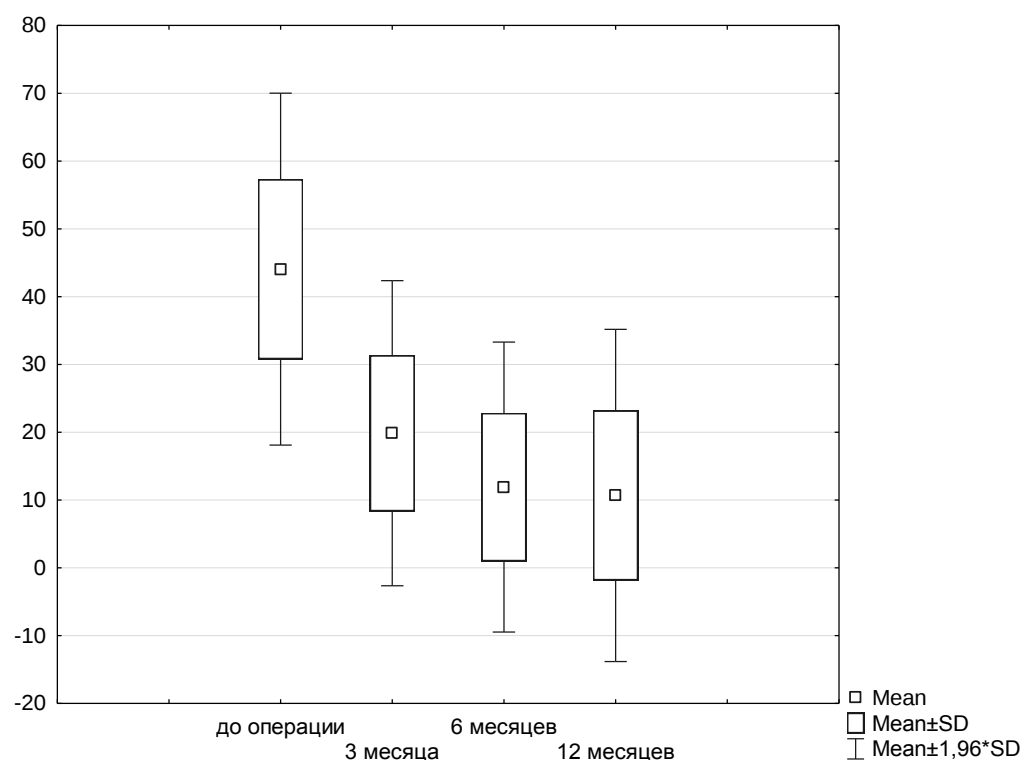


Рисунок 38. Динамика индекса Освестри в общей выборке пациентов (n=35)

Сравнение динамики индекса Освестри в группах А и В было выполнено с применением критерия Левена (таблица 16).

Таблица 16. - Динамика индекса Освестри в группах А и В

Критерий	группа А		группа В		t-value	p	p Levene
	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.			
до операции	43,29	12,54	44,77	14,19	-0,3269	0,74580	0,8642
3 месяца	17,88	8,38	21,72	13,78	-0,9885	0,33008	0,2111
6 месяцев	11,41	9,34	12,38	12,46	-0,2611	0,79558	0,5396
12 месяцев	12,0	13,74	9,44	11,45	0,5988	0,55337	0,3887

Анализ результатов показал, что во всех сравниваемых группах $p > 0,05$ для критерия Левена, из чего можно сделать вывод о равенстве дисперсий в группах сравнения. При сопоставлении индекса Освестри на разных этапах обследования в группах А и В при помощи рангового дисперсионного анализа по Фридмену и вычислением коэффициента конкордации Кендалла было выявлено, что средние значения между группами не различаются ($p=0,00$), коэффициент конкордации составил 0,80882, а средний ранг r 0,80320 (рисунок 39).

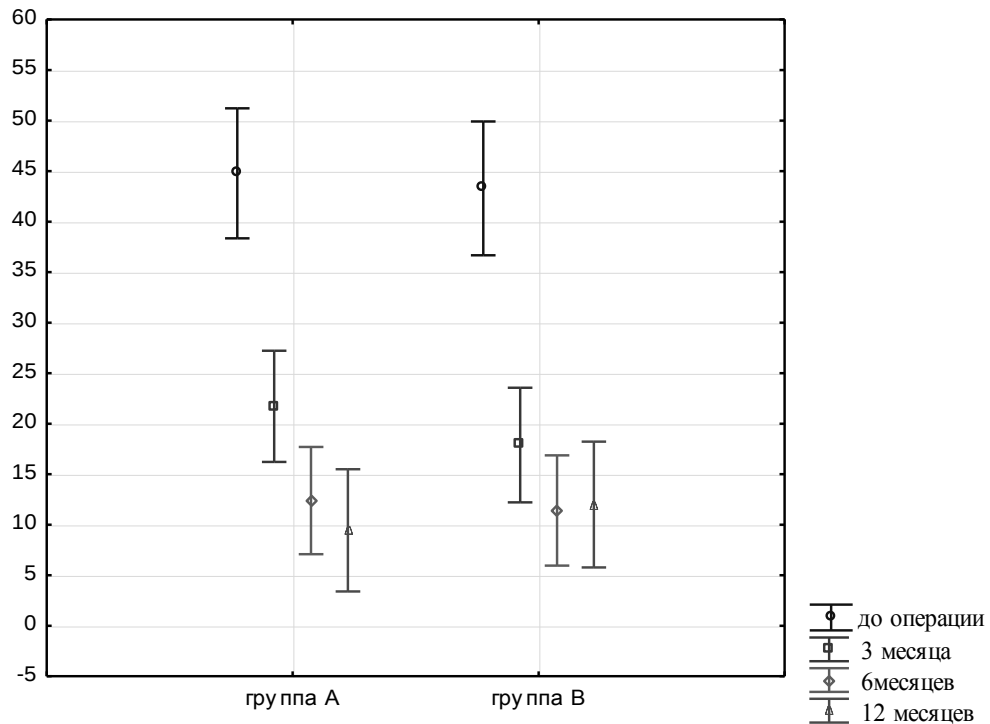


Рисунок 39. Межгрупповое сравнение индекса Освестри с применением непараметрического метода Фридмана

5.2.2 Оценка качества жизни по опроснику SF-36

Сопоставление значений опросника SF-36 в динамике проведено с помощью рангового дисперсионного анализа по Фридмену. Парное сравнение групп выполнено с использованием непараметрического теста Вилкоксона, применяя поправку Бонферрони при оценке вычисленного р-значения.

Результаты динамики значений шкал в общей выборке пациентов представлены в таблице 17.

Таблица 17. - Динамика значений шкал в общей выборке пациентов (n=35)

	до операции		3 месяца		6 месяцев		12 месяцев	
	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.
PF	38,6	18,26	84,14	14,47	88,28	12,18	88,57	14,37
RP	23,57	30,28	87,85	21,32	90	17,36	88,57	21,30
BP	34,88	13,71	73,34	15,65	82,57	13,31	81,65	18,37
GH	54,42	16,69	84,65	12,80	87,14	11,23	85,88	15,64
VT	44	13,21	81,42	9,35	83,14	10,98	82,42	12,02
SF	42,87	14,30	86,35	21,12	94,64	11,85	92,5	15,51
RE	41,87	39,05	94,27	12,76	95,23	11,84	92,37	14,21
MH	53,14	14,37	84,45	7,92	86,51	8	86,51	8,17
PH _Σ	33,27	6,48	53,89	6,64	56,13	5,38	55,65	7,25
MH _Σ	36,24	8,66	57,32	4,51	58,78	3,86	57,44	5,98

Анализ шкалы физического функционирования (PF) показал достоверное улучшение результатов сроки до 3 месяцев, тогда как в период 3-12 месяцев статистически значимых различий выявлено не было. Подобные результаты были выявлены при анализе шкал, составляющих физический компонент здоровья, - ролевого функционирования, обусловленного физическим состоянием (RP), общего состояния здоровья (GH). Оценка шкалы интенсивности боли (BP) выявило значимое улучшение результатов в сроки до 6 месяцев без достоверных изменений в период 6-12 месяцев.

Оценка шкал, составляющих психологический компонент здоровья: жизненной активности (VT), ролевого функционирования, обусловленного эмоциональным состоянием (RE), психического здоровья (MH), - показала достоверное улучшение показателей в сроки до 3 месяцев, тогда как значения шкалы социального функционирования (SF) достоверно улучшаются в сроки до 6 месяцев после хирургического лечения (рисунок 40).

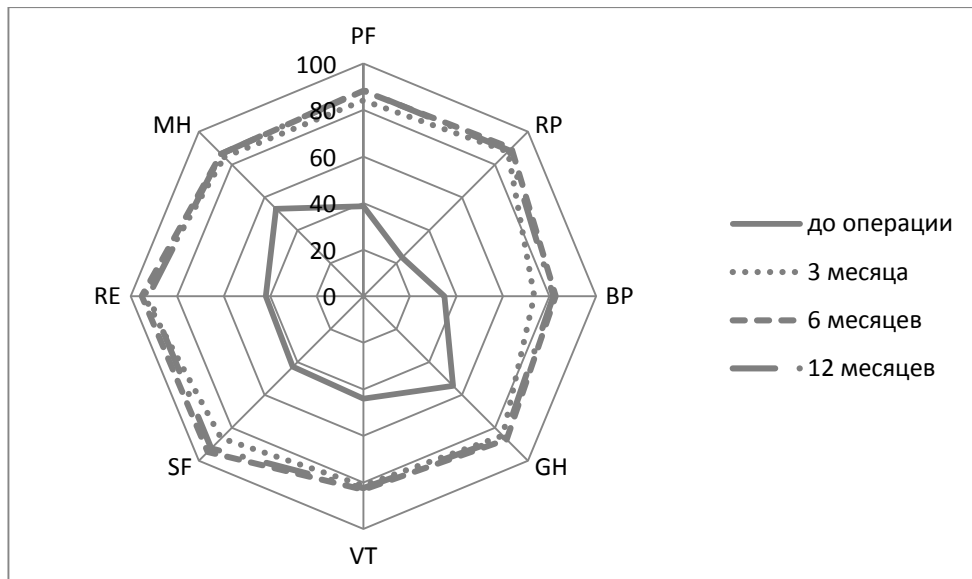


Рисунок 40. Динамика средних значений шкал опросника SF-36 в общей выборке пациентов (n=35)

Динамика средних значений показателей физического компонента здоровья (PH_{Σ}) прослеживается достоверно до 3 месяцев, подобная динамика средних значений показателей психологического компонента здоровья (MH_{Σ}) выявлена после хирургического лечения (рисунок 41).

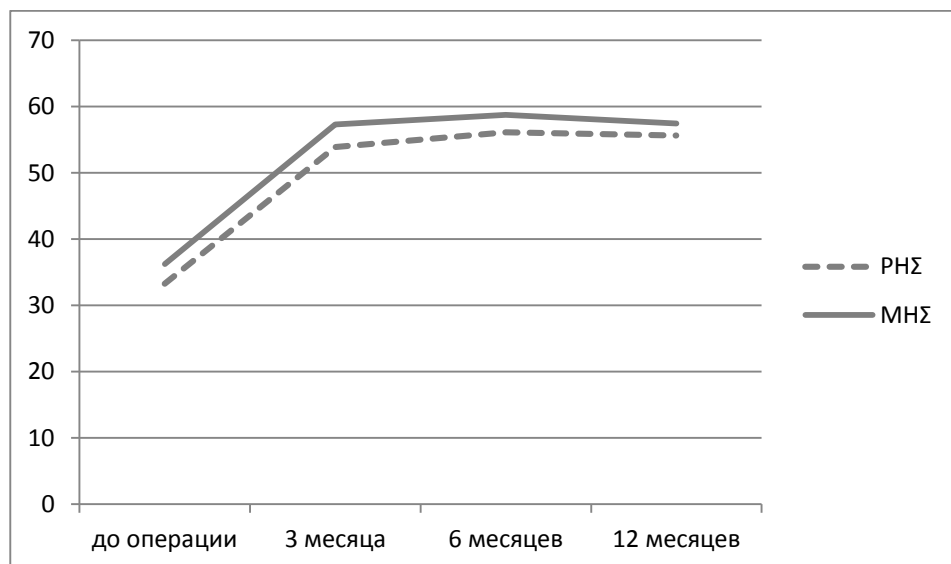


Рисунок 41. Динамика средних значений физического и психологического компонентов здоровья опросника SF-36 в общей выборке

В таблице 18 представлена динамика значений шкал группы А в послеоперационном периоде

Таблица 18. - Динамика значений шкал опросника SF-36 в группе А (n=17)

	до операции		3 месяца		6 месяцев		12 месяцев	
	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.
PF	40,94	20,18	82,94	15,21	87,35	12,00	86,17	16,05
RP	22,05	38,40	86,76	21,86	88,23	17,93	85,29	25,091
BP	35,35	14,54	72,41	13,80	78,23	13,26	73,76	21,62
GH	52,82	19,21	84,82	10,64	86,82	10,04	83	18,36
VT	41,17	13,52	82,35	9,861	82,94	11,04	80,88	13,13
SF	43,38	15,38	91,17	15,15	94,85	10,87	90,44	17,96
RE	33,3	39,07	96,07	11,07	96,07	11,07	90,19	15,65
MH	50,58	13,77	82,58	8,93	83,52	9,15	83,52	9,68
PH _Σ	33,59	7,95	53,80	5,83	55,46	4,79	53,75	8,33
MH _Σ	34,11	8,52	57,51	4,12	58,45	2,93	56,29	7,01

Динамика значений опросника SF-36 в группе В представлена в таблице 19.

Таблица 19. - Динамика значений шкал опросника SF-36 в группе В (n=18)

	до операции		3 месяца		6 месяцев		12 месяцев	
	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.
PF	36,38	16,52	85,27	14,08	89,16	12,63	90,83	12,63
RP	25	21,00	88,88	21,38	91,66	17,14	91,66	17,14
BP	34,44	13,29	74,22	17,57	86,66	12,34	89,11	10,67
GH	55,94	14,30	84,5	14,87	87,44	12,53	88,61	12,48
VT	46,66	12,71	80,55	9,056	83,33	11,24	83,88	11,05
SF	42,38	13,64	81,80	25,12	94,44	13,02	94,44	13,02
RE	49,97	38,33	92,57	14,28	94,43	12,80	94,43	12,80
MH	55,55	14,89	86,22	6,61	89,33	5,65	89,33	5,31
PH _Σ	32,97	4,94	53,97	7,50	56,75	5,96	57,44	5,73
MH _Σ	38,26	8,52	57,14	4,97	59,10	4,64	59,11	4,61

В таблице 20 приведено попарное сравнение значений шкал в группах А и В с использованием непараметрического теста Вилкоксона, применяя поправку Бонферрони.

Таблица 20. - Попарное сравнение значений шкал опросника SF-36 в группах А и В с применением теста Вилкоксона и поправки Бонферрони

	до операции	3 месяца	6 месяцев	12 месяцев
	значение р	значение р	значение р	значение р
PF	0,469	0,640	0,666	0,346
RP	0,779	0,773	0,567	0,384
BP	0,848	0,738	0,060	0,011
GH	0,588	0,942	0,873	0,296
VT	0,225	0,578	0,918	0,468
SF	0,841	0,194	0,921	0,454
RE	0,212	0,426	0,688	0,386
MH	0,314	0,179	0,030	0,034
PH _Σ	0,782	0,940	0,486	0,135
MH _Σ	0,159	0,815	0,627	0,346

Анализ данных обеих групп показывает, что значения шкал, составляющих физический компонент здоровья, в послеоперационном периоде достоверно улучшаются в сроки до 6 месяцев, тогда как значения шкал, составляющих психологический компонент здоровья, значительно улучшаются до 3 месяцев, что соответствует общей выборке пациентов.

При попарном сравнении показателей шкал достоверно значимое различие ($p < 0,05$) было выявлено в шкале боли (BP) через 12 месяцев после хирургического лечения с более высокими показателями в группе В ($p = 0,011$), а также в шкале психического здоровья в группе В через 6 и 12 месяцев после хирургического лечения ($p = 0,03$ и $0,034$ соответственно).

5.3 Оценка исходов хирургического лечения по модифицированной шкале MacNab

При анализе исходов хирургического лечения с имплантацией межкостистого дистрактора ИЛКОДА на всех этапах динамического наблюдения большинство случаев оценены как отличные и хорошие (таблица 21).

Таблица 21. - Исходы хирургического лечения, оцененных по модифицированной шкале MacNab

Исходы	группа А (n=17)			группа В (n=18)		
	3 месяца	6 месяцев	12 месяцев	3 месяца	6 месяцев	12 месяцев
отличные	4 (23,53%)	11 (64,71%)	12 (70,59%)	4 (22,22%)	10 (55,56%)	11 (61,11%)
хорошие	12 (70,59%)	6 (35,29%)	2 (11,76%)	10 (56,56%)	5 (27,76%)	6 (33,33%)
удовлетворительные	1 (5,88%)	-	2 (11,76%)	4 (22,22%)	3 (16,67%)	1 (5,56%)
неудовлетворительные	-	-	1 (5,88%)	-	-	-

Анализ исходов показал, что в группе пациентов, которым межжесткий дистрактор ИЛКОДА имплантировался для лечения СН, через 3 месяца после хирургического лечения доля отличных исходов составила 23,53%, хороших 70,59%, удовлетворительных 5,88%. Через 6 месяцев отмечалась увеличение доли пациентов с отличным исходом лечения – 64,71%, хороших исходов 35,39%. В динамике через 12 месяцев после хирургического лечения достоверных изменений в доле пациентов с отличными исходами выявлено не было (70,59%), однако было отмечено уменьшение хороших исходов (11,76%) и появление удовлетворительных (11,76%) и неудовлетворительных (5,88%) исходов (рисунок 42).

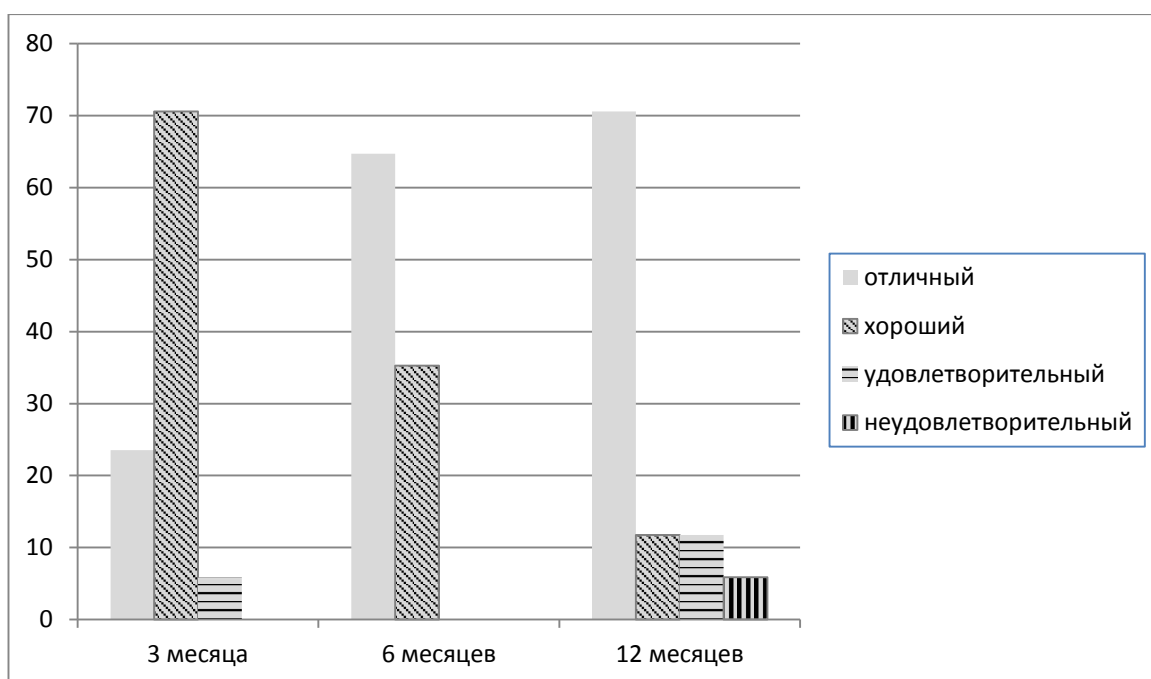


Рисунок 42. Итоги хирургического лечения в группе А по модифицированной шкале MacNab

В группе В доля отличных итогов через 3, 6 и 12 месяцев после хирургического лечения составила 22,22%, 55,56% и 61,11% соответственно. Хорошие итоги получены в 56,56%, 27,76% и 33,33% наблюдений. Удовлетворительные итоги в динамике наблюдались в 22,22%, 16,76% и 5,56% случаев. Неудовлетворительных итогов в данной группе получено не было. Анализ результатов показал, что статистически значимая динамика отличных и хороших итогов хирургического лечения прослеживается в сроки до 6 месяцев, тогда как значимых различий в периоде 6-12 месяцев выявлено не было. Статистически значимых различий в анализе удовлетворительных итогов хирургического лечения в зависимости от послеоперационного периода выявлено не было (рисунок 43). Статистически значимых различий в итогах хирургического лечения, оцененных с помощью модифицированной шкалы MacNab с применением критерия Kruskal-Wallis, в группах сравнения выявлено не было (значение p через 3, 6

и 12 месяцев после хирургического лечения составило соответственно 0,41, 0,38 и 0,81).

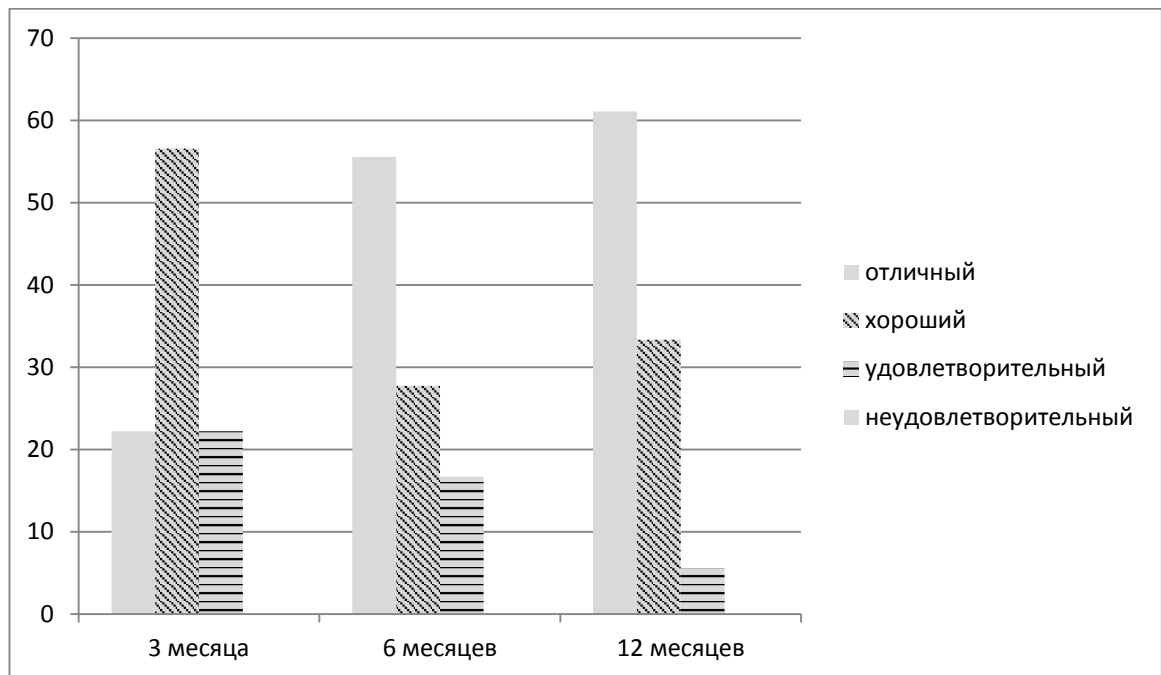


Рисунок 43. Исходы хирургического лечения в группе В по модифицированной шкале MacNab

С целью выявления структурных зависимостей проведен корреляционный анализ между исходами хирургического лечения, оцененными по модифицированной шкале MacNab, и полом, возрастом, предоперационными значениями ВАШ, опросников Освестри и SF-36. Исследование показало отсутствие связи исходами заболевания с полом, возрастом пациентов и предоперационным уровнем болевого синдрома. Выявлена положительная умеренная корреляционная связь между предоперационными значениями индекса Освестри и исходами лечения по MacNab в установленные сроки обследования в послеоперационном периоде ($r=0,47$, $r=0,31$, $r=0,32$). Исследование корреляции между предоперационными значениями отдельных шкал опросника SF-36 и

исходами лечения по MacNab выявило ее отсутствие, а в отдельных позициях наличие отрицательной корреляционной связи.

Таким образом, проведенный статистический анализ позволил сделать вывод о том, что применение межкостистой динамической стабилизации как для профилактики сегментарной нестабильности при выполнении микрохирургической декомпрессии нейрососудистых образований позвоночного канала, так и для лечения СН на фоне дегенеративных изменений ПДС положительно влияют на результаты хирургического лечения. В обоих случаях прослежена положительная динамика в послеоперационном периоде в течение 12 месяцев наблюдения в виде уменьшения болевого синдрома и улучшения качества жизни.

Оценка дооперационного неврологического статуса выявила преобладание у пациентов с СН болевого синдрома в поясничном отделе позвоночника, однако в послеоперационном периоде боли в спине не были доминирующим симптомом. Полученные результаты могут быть объяснены уменьшением избыточной трансляции в ПДС, как одного из основных механизмов формирования патологического паттерна боли. Сравнимые результаты в послеоперационном периоде болевого синдрома и качества жизни в группах А и В также может объясняться другими механизмами работы дистрактора, а именно: перемещение трансмиссии нагрузки с фасеточных суставов и межпозвонкового диска, как источника патологической болевой ирритации [Philips F.M., 2006], возможным замедлением дегенеративных процессов в межпозвонковом диске и его частичной репарацией [Hsieh A.H., Hadi T., Lotz J.C., 2005; Kroeber M., Unglaub F., Guehring T., Nerlich A., Hadi T., Lotz J., Carstens C., 2005; Unglaub F., Guehring T., Omlor G., Lorenz H., Carstens C., Kroeber M.W., 2006].

В настоящее время целью любого хирургического вмешательства является уменьшение ятрогенной травмы, что послужило толчком к развитию минимально-инвазивных вмешательств [Thongtrangan I., 2004; Van Meirhaeghe J., 2012]. Большинство межкостистых систем требуют двухсторонней диссекции тканей от структур заднего опорного комплекса. Неоспоримым преимуществом межкостистого дистрактора ИЛКОДА является унилатеральный доступ при установке, возможность имплантации системы из стандартного доступа, выполняемого при микрохирургической декомпрессии с использованием микроскопа.

5.4 Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента

Для оценки влияния дистрактора на биомеханику оперированного ПДС всем пациентам до операции и через 12 месяцев после хирургического лечения производилось измерение высоты передних и задних отделов межпозвонкового диска (МПД), вертикального размера межпозвонковых отверстий (МПО), сегментарного угла Кобба, величины трансляции и ангуляции в нестабильном ПДС по данным рентгенологического обследования.

В таблице 22 представлены результаты измерения высоты передних и задних отделов МПД и вертикального размера МПО в предоперационном периоде и через 12 месяцев после имплантации межкостистого дистрактора ИЛКОДА.

Таблица 22. - Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на высоту межпозвонкового диска и вертикальный размер межпозвонковых отверстий

Значение	до операции	через 12 месяцев
Высота передних отделов межпозвонкового диска, см	1,13± 0,17	1,11±0,16
Высота задних отделов межпозвонкового диска, см	0,91±0,13	0,93±0,15
Вертикальный размер межпозвонкового отверстия, см	2,06±0,30	2,07±0,42

Измерение высоты передних отделов МПД выявило, что через 12 месяцев после хирургического лечения отмечается достоверное снижение его высоты ($p=0,04$). Динамика изменения высоты задних отделов МПД позволило сделать заключение о тенденции в снижении высоты через 12 месяцев по сравнению с предоперационными значениями ($p=0,07$). Достоверных различий в динамике изменения высоты МПО достоверно выявлено не было ($p=0,08$). При сравнении значений между группами А и В статистически значимых отличий выявлено не было.

У всех пациентов, включенных в исследование, дегенерация межпозвонкового диска соответствовала только III и IV степени по классификации Pfirrmann, поскольку I и II степени не имеют клинического значения, а при V степени возникает рестабилизация ПДС, обуславливающая нецелесообразность применения динамической стабилизации. Проведенное исследование позволило прийти к заключению, что наиболее эффективно межкостистый дистрактор ИЛКОДА работает при III степени дегенерации, наиболее эффективно увеличивающий вертикальный размер МПО ($p=0,004$) (рисунок 44), а также выявить тенденцию ($p=0,07$) в увеличении задних отделов МПД. При IV степени дегенерации статистически значимых

изменений высоты передних и задних отделов МПД ($p=0,4$) и МПО ($p=1$) после имплантации межкостистого спейсера выявлено не было (таблица 23).

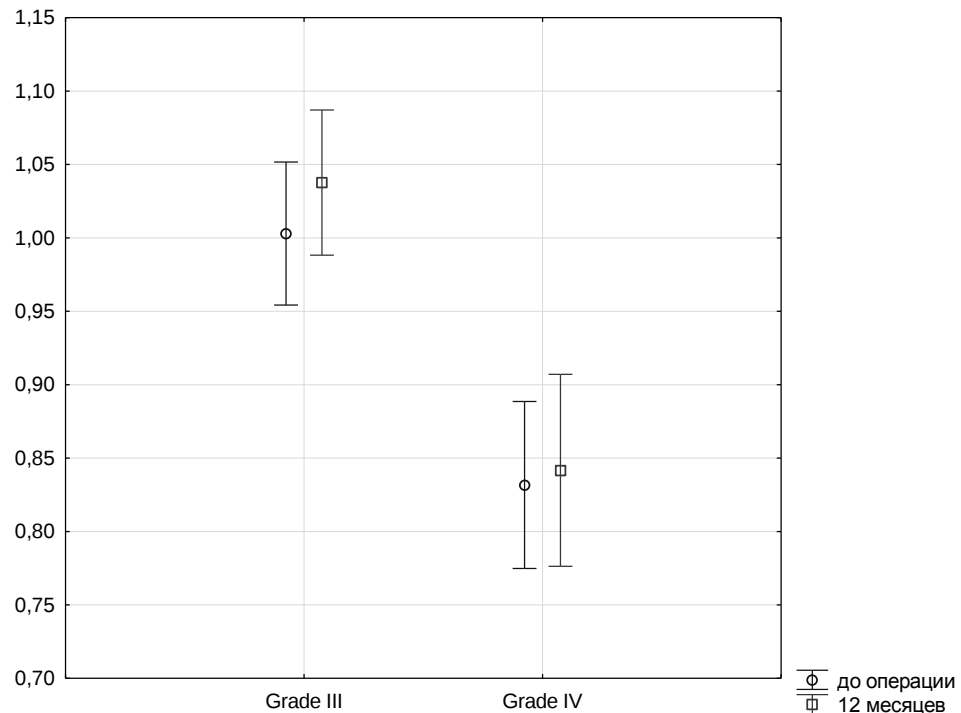


Рисунок 44. Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на вертикальный размер МПО в зависимости от степени дегенерации

Таблица 23. - Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на высоту межпозвонкового диска и вертикальный размер межпозвонковых отверстий в зависимости от степени дегенерации

Значение	Pfirrmann Grade III		Pfirrmann Grade IV	
	до операции	12 месяцев	до операции	12 месяцев
Высота передних отделов межпозвонкового диска, мм	1,22±0,06	1,21±0,06	1,0±0,08	0,99±0,07
Высота задних отделов межпозвонкового диска, мм	0,98±0,08	1,02±0,08	0,83±0,11	0,84±0,12
Вертикальный размер межпозвонкового отверстия, мм	2,17±0,13	2,23±0,11	1,94±0,37	1,90±0,54

Анализ динамики изменения сегментарного угла Кобба показал, что в ПДС верхних отделов поясничного отдела позвоночника достоверных изменений выявлено не было в обеих группах сравнения, тогда как в ПДС LIII-LIV и LIV-LV отмечалась положительная тенденция к увеличению угла через 12 месяцев ($p=0,06$ в группе А и $0,007$ в группе В) (таблица 24).

Таблица 24. - Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на сегментарный угол Кобба

Позвоночно-двигательный сегмент	Группа А/Group A		Группа В/Group B	
	до операции	через 12 месяцев	до операции	через 12 месяцев
Th _{XII} -L _I (n=1)	4,5°	4,4°	-	-
L _{II} -L _{III} (n=2)	-	-	7,0 ° 5±0,22 °	6,59 ° ±0,77 °
L _{III} -L _{IV} (n=11)	11,23 ° ±2,32 °	11,11 ° ±2,32 °	12,41 ° ±12,46 °	12,5 ° ±1,02 °
L _{IV} -L _V (n=26)	15,8 ° ±1,31 °	15,9 ° ±1,46 °	15,68 ° ±1,22 °	15,56 ° ±1,33 °

Трансляционная нестабильность была выявлена в 15 случаях, в 2 случаях была выявлена ротационная нестабильность; трансляционная нестабильность со смещением позвонка кзади (ретролистез) наблюдалась у 9 пациентов, у 6 было выявлено приоритетное смещение позвонка кпереди (антелистез). Величина дооперационной сагиттальной трансляции составила $4,9 \pm 0,52$ мм, через 12 месяцев $0,86 \pm 0,8$ мм, что является статистически достоверным ($p=0,003$). В таблице 25 представлен анализ работы межкостистого дистрактора ИЛКОДА в зависимости от вектора смещения.

Таблица 25. - Влияние межкостистого дистрактора ИЛКОДА на величину сагиттальной трансляции в зависимости от вектора смещения

Значение	до операции	12 месяцев	критерий Вилкоксона
величина ретролистеза, мм	5,1±0,6	0,6±0,9	0,007
величина антелистеза, мм	4,7±0,2	1,25±0,4	0,02
критерий Манна-Уитни	0,59	0,19	-

Анализ данных с применением критерия Вилкоксона показал, что межкостистый дистрактор ИЛКОДА уменьшает сагиттальную трансляцию в оперированном ПДС как при ретролистезе ($p=0,007$), так и при антелистезе ($p=0,02$). Использование критерия Манна-Уитни выявило, что достоверных различий в величине сагиттальной трансляции в до- и послеоперационном периоде выявлено не было.

В группе В обследование через 12 месяцев после хирургического вмешательства не выявило развитие вторичной СН ни в одном случае.

Статистическая обработка значений ротационной нестабильности оказалась невозможной в виду очень малого количества пациентов, однако при выполнении функциональной спондилографии в послеоперационном периоде мы наблюдали уменьшение ангуляции в оперированном ПДС до физиологических значений (рисунок 45).

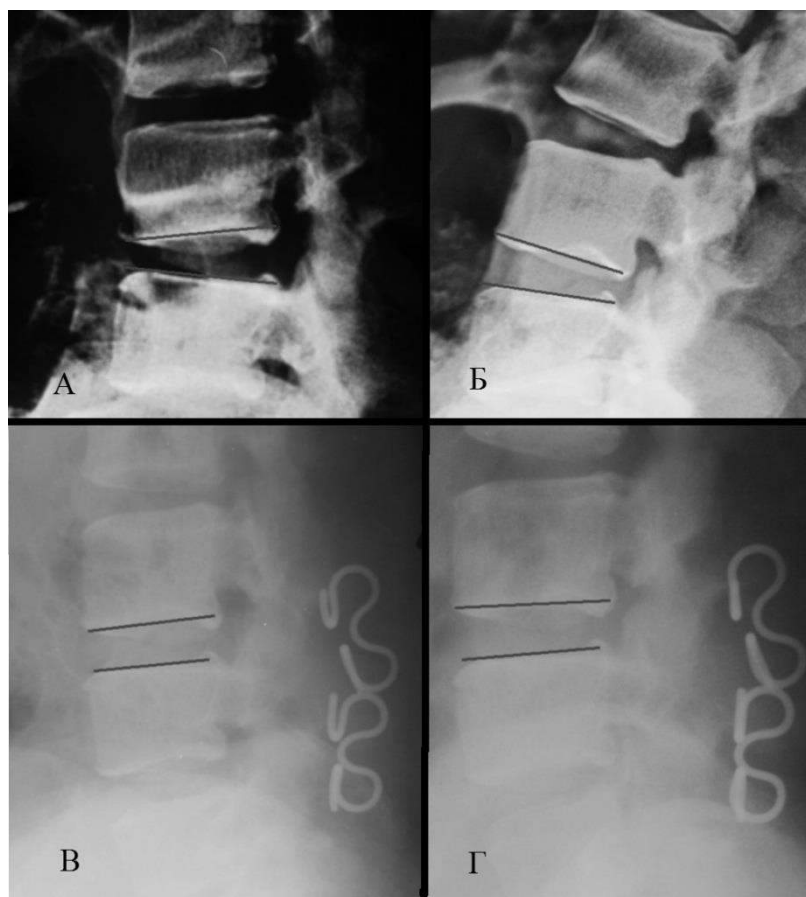


Рисунок 45. Влияние межостистого дистрактора ИЛКОДА на ротационную нестабильность. А, Б – предоперационные функциональные рентгенограммы; В, Г – послеоперационные функциональные рентгенограммы

Таким образом, исследование на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента было проведено на основании вычисления основных рентгенологических параметров: высоты межпозвонкового диска, вертикального размера межпозвонкового отверстия, сегментарного угла Кобба, величины сагиттальной трансляции.

В результате исследования выявлено, что средние размеры передних отделов межпозвонкового диска составили $1,13 \pm 0,17$ мм, задних отделов $0,91 \pm 0,13$ мм, вертикального размера межпозвонкового отверстия $2,06 \pm 0,3$ мм. Измерение данных параметров через 12 месяцев показало отсутствие влияния на высоту задних отделов межпозвонкового диска и вертикального размера межпозвонкового отверстия ($0,93 \pm 0,15$ мм и $2,07 \pm 0,42$ мм

соответственно), тогда как выявлено достоверное уменьшение высоты передних отделов ($1,11 \pm 0,16$ мм), что, вероятней всего, обусловлено перераспределением нагрузки с фасеточных суставов и задних отделов межпозвонкового диска на межкостистый спейсер и передние отделы диска.

При оценке влияния межкостистого дистрактора ИЛКОДА на оперированный сегмент в зависимости от степени дегенерации межпозвонкового диска проведенное исследование позволило прийти к заключению, что наиболее эффективно межкостистый дистрактор ИЛКОДА работает при III степени дегенерации, наиболее эффективно увеличивающий высоту МПО ($p=0,004$) и, следовательно, площадь поперечного сечения фораминального отверстия, а также выявить тенденцию ($p=0,07$) в увеличении задних отделов МПД. При IV степени дегенерации статистически значимых изменений высоты передних и задних отделов МПД ($p=0,4$) и МПО ($p=1$) после имплантации межкостистого спейсера выявлено не было. Однако положительный клинический эффект в виде регресса вертебрального синдрома в послеоперационном периоде в данной группе можно объяснить объемом декомпрессии сосудисто-невральных образований позвоночного канала на оперированном уровне [Н. Celic, 2012].

Анализ динамики изменения сегментарного угла Кобба показал, что в ПДС верхних отделов поясничного отдела позвоночника достоверных изменений выявлено не было в обеих группах сравнения, тогда как в ПДС $L_{III}-L_{IV}$ и $L_{IV}-L_V$ отмечалась положительная тенденция к увеличению угла через 12 месяцев ($p=0,06$ в группе А и $0,007$ в группе В). Принимая во внимание тот факт, что в обеих группах было выявлено достоверное уменьшение передних отделов МПД без значительных изменений высоты задних отделов МПД и МПО, увеличение угла Кобба (кифотизация оперированного сегмента) является закономерным процессом, отражающим явления как дальнейшей дегенерации межпозвонкового диска, так и

приложения дистракционных усилий межкостистым спейсером к структурам заднего опорного комплекса.

Сегментарная нестабильность является одним из этапов дегенеративного каскада, возникающего в результате внутреннего разрушения МПД и перерастяжения капсулы фасеточного сустава [Kirkaldy-Wallis W.H., Farfan H.F., 1982], однако диагностируется у 20-30% пациентов при первичных грыжах межпозвонковых дисков, а вторичная сегментарная нестабильность, возникающая после дискэктомии и при рецидивах грыж диагностируется в 38% неудовлетворительных результатов [Pore M.H., Panjabi M.M., 1985; Weiler P.J., 1990; Putzlier M. 2005]. Одним из эффективных методов лечения СН на фоне дегенеративных изменений, позволяющих сохранять движения в ПДС, является межкостистая фиксация [Holinka J., Krepler P., Matzner M., Grohs J.G., 2011].

Возможности фиксации нестабильного ПДС межкостистым дистрактором ИЛКОДА были обследованы на 17 пациентах: в 15 случаях была выявлена сагиттальная трансляционная СН, в 2 случаях ротационная СН. Средняя величина смещения до операции составила $4,9 \pm 0,52$ мм, в послеоперационном периоде $0,86 \pm 0,8$ мм. При заднем смещении позвонка величина смещения составила $5,1 \pm 0,6$ мм, после операции $0,6 \pm 0,9$ мм, при переднем смещении $4,7 \pm 0,2$ мм и $1,25 \pm 0,4$ мм соответственно. Принимая во внимание статистическую значимость величины смещения в до- и послеоперационном периоде, можно сделать вывод, что межкостистый дистрактор ИЛКОДА является достаточным инструментарием для лечения умеренной СН на фоне дегенеративных изменений ПДС. Фиксация сегмента возможна вне зависимости от приоритетного вектора смещения позвонка.

5.5 Осложнения хирургического лечения

На основании ретроспективного анализа хирургического лечения пациентов, которым был имплантирован межкостистый дистрактор ИЛКОДА,

все выявленные осложнения были классифицированы на интраоперационные, неврологические и осложнения, связанные с имплантатом (таблица 26).

Таблица 26. - Осложнения хирургического лечения

Осложнения	группа А (n=17)		группа В (n=18)		Общая выборка (n=35)	
	п	%	п	%	п	%
Интраоперационные						
Перфорация дурального мешка	1	5,88	-	-	1	2,86
Травма корешка	1	5,88	-	-	1	2,86
Неврологические						
Рецидив болевого синдрома	3	17,65	-	-	3	8,57
Связанные имплантатом						
Миграция дистрактора	1	5,88	1	5,56	2	5,71
Всего	6	35,29	1	5,56	7	20

Среди интраоперационных осложнений мы наблюдали травму дурального мешка и повреждение корешка спинномозгового нерва. Перфорация дурального мешка встретилась в 1 наблюдении в группе А, устраненная путем ушивания места перфорации твердой мозговой оболочки. Послеоперационный период протекал без развития ликвореи, рана зажила первичным натяжением. Травма корешка спинномозгового нерва наблюдалась в 1 случае в группе А и была связана с избыточной тракцией дуральной манжеты при доступе к грыже межпозвонкового диска, в неврологическом статусе отмечалось нарастание радикулопатии в виде углубления чувствительных расстройств без двигательных выпадений.

Ухудшение неврологического статуса была выявлено у 3 пациентов (8,57%) в группе А и характеризовались рецидивом болевого синдрома через 12 месяцев после хирургического лечения. У 2 пациентов рецидив болевого синдрома был вызван развитием ЭФ, подтвержденного данными МРТ. У

одного пациента развитию фиброза предшествовало оперативное вмешательство по удалению грыжи МПД L_{IV}-L_V и фиксации ПДС межкостистым дистрактором ИЛКОДА; у второго пациента, которому межкостистая динамическая фиксация была выполнена для лечения синдрома смежного диска с развитием вторичной СН на уровне L_{III}-L_{IV} после предшествующей заднебоковой декомпрессии позвоночного канала и установки транспедикулярной системы фиксации на уровне L_{IV}-L_V-S_I, образование ЭФ было отмечено на уровне L_V-S_I. У третьего пациента, у которого возник рецидив болевого синдрома в виде сакрадинии, объективных признаков компрессии содержимого позвоночного канала на ранее оперированном уровне выявлено не было. В группе В осложнений неврологического характера выявлено не было.

Миграцию межкостистого имплантата мы наблюдали в группе А в 1 случае (5,88%) через 6 месяцев после оперативного вмешательства по поводу спинального стеноза при дегенеративном спондилолистезе (рис. 46), однако в виду отсутствия прогрессии деформации, рецидива неврологической симптоматики повторное оперативное вмешательство не предпринималось. В группе В миграция имплантата наблюдалась в одном случае (5,56%) через 6 месяцев после хирургического лечения дегенеративного стеноза позвоночного канала на поясничном уровне, оперативное вмешательство также не предпринималось в виду рецидива неврологической симптоматики.

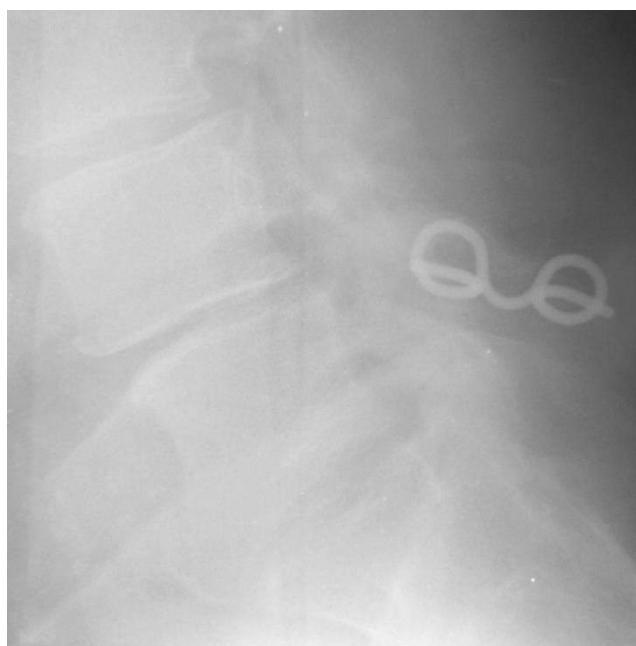


Рисунок 46. Миграция межкостистого дистрактора ИЛКОДА

Таким образом, среди всех осложнений хирургического лечения пациентов, оперированных с применением микрохирургической декомпрессии и межкостистой стабилизации, наибольшее число осложнений связано с ухудшением неврологической симптоматики (8,57%). Известно, что любая хирургическая агрессия, даже самая щадящая, сопровождается прямым воздействием на дуральный мешок и содержимое эпидурального пространства [Исаева Н.В., Дралюк М.Г., 2010; Shepperd J.A.N, 1991]. Вследствие прямой травмы содержимого позвоночного канала, излитие крови возникает локальное асептическое воспаление, которое к 6 неделе проходит стадию организации фиброзной ткани [Touliatos A.S., 1992]. Послеоперационный ЭФ является одной из причин развития СОП. Профилактика ЭФ включает в себя минимизацию доступа и диссекции тканей, сохранение эпидуральной клетчатки, проведение адекватного гемостаза, исключение контакта имплантата с содержимым позвоночного канала, дренирование раны для удаления токсинов и продуктов распада крови [Caspar W., 1977; Touliatos A.S., 1992].

Анализ собственных наблюдений показал развитие клинически значимого ЭФ в 2 случаях в группе А: в одном случае на фоне проведенного консервативного лечения отмечался полный регресс болевого синдрома, у второго пациента наряду с рецидивом болевого синдрома возникло прогрессирующее нарастание радикулопатии L5, что в последствии потребовало реоперации. В одном случае рецидив болевого синдрома не был связан с развитием фиброза и успешно был купирован медикаментозным лечением. На наш взгляд, развитие симптоматики не было связано с имплантацией дистрактора и обуславливалось причинами, обозначенными выше.

Смещение имплантата было выявлено в 2 случаях. В одном случае смещение произошло в группе А при лечении стеноза позвоночного канала на фоне дегенеративного спондилолистеза. Вероятнее всего, что миграция возникла из-за расширения показаний к использованию дистрактора, однако повторного вмешательства выполнено не было в виду отсутствия рецидива симптоматики. В группе В смещение имплантата также было выявлено в 1 случае. Анализ рентгенограмм позволили прийти к выводу, что причиной миграции явился неправильный выбор типоразмера спейсера: межкостистое расстояние было значительно больше рабочей амплитуды дистрактора.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Боль в спине, обусловленная дегенеративным заболеванием позвоночника, является второй по частоте обращения за медицинской помощью лиц трудоспособного возраста, что обуславливает его высокую социально-экономическую значимость [Вознесенская Т.Г., 2001; Арестов С.О, Гуца А.О., Кашеев А.А., 2011]. В 19% случаев консервативное лечение, предпринимаемое по поводу болей в нижней части спины, оказывается неэффективным, предопределяя дальнейший этап хирургического лечения [Маркин С.П., Симонович А.Е., Байкалов А.А., 2007].

Сегментарная нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника считается возможным патофизиологическим механизмом, лежащим в основе возникновения болей в поясничном отделе позвоночника, радикулопатии и синдрома нейрогенной перемежающейся хромоты, а также является важным фактором в определении показаний к хирургическому лечению. В работах Kirkaldy-Wallis W.H., Farfan H.F. было показано, что нестабильность является не обособленной формой дегенерации структур позвоночно-двигательного сегмента, а одним из этапов непрерывно прогрессирующего «дегенеративного каскада» [Kirkaldy-Wallis W.H., Farfan H.F., 1982].

Клинические проявления нестабильности в позвоночно-двигательном сегменте являются широко обсуждаемыми и до конца неизученным состоянием [Измалков С.М., Михайлов П.В., 2001; Месхи К.Т., 2003]. White и Panjabi определили клиническую нестабильность как потерю позвоночником возможности поддерживать паттерн смещения при воздействии физиологических нагрузок без развития или усугубления неврологического дефицита, деформации или инвалидизирующей боли [White A.A., Panjabi M.M., 1990].

Сегментарная нестабильность в ПДС является частым состоянием и диагностируется у 20-30% пациентов при первичных грыжах

межпозвонковых дисков, а вторичная сегментарная нестабильность, возникающая после дискэктомии и при рецидивах грыж диагностируется в 38% неудовлетворительных результатов [Pope M.H., Panjabi M.M., 1985; Weiler P.J., 1990; Putzli M. 2005].

Вторичная, или послеоперационная, нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте («состояние после дискэктомии» по Frymoyer, «хроническая нестабильность» по Benzel) развивается при интраоперационном повреждении костно-связочных структур и межпозвонкового диска с целью доступа или декомпрессии, являющихся основными стабилизирующими элементами позвоночного столба. Повреждение межпозвонкового диска при микродискэктомии потенциально может приводить к развитию сегментарной нестабильности и в последующем формированию хронического болевого синдрома [Daniel K. Resnick, Tanvir F. Choudhri, Andrew T. Dailey, 2005].

Послеоперационная сегментарная нестабильность при вмешательствах на межпозвонковых дисках при рентгенологическом исследовании наблюдается у 34,9% пациентов, причем у 60% из них присутствует клиническая картина нестабильности [Mascarenhas A.A., 2009]. Вместе с тем повторные оперативные вмешательства при синдроме неудачно оперированного позвоночника увеличивают частоту развития нестабильности в ПДС и эпидурального фиброза свыше 60% [Fritsch E.W., 1996; Jönsson B., 1996]. Согласно отечественным исследователям, послеоперационная нестабильность в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника диагностировалась от 2% до 36% [Коновалов Н.А., 1999; Сидоров, Е.В., 2003].

Длительное время «золотым стандартом» хирургического лечения остеохондроза поясничного отдела позвоночника, сочетающегося с сегментарной нестабильностью, являлась ригидная фиксация

оперированного сегмента [Суслов С.А., 2002; Аганесов А.Г., Месхи К.Т., 2004; Bridwell K.H., 1993; Masferrer R., 1998].

Положительные результаты спондилодеза по результатам разных исследователей составляют от 15 до 95%, а средний показатель поданным обзора литературы составляет около 68% [Панаськов А.В., 2003; Миронов С.П., 2004; Симонович А.Е., 2005; Bridwell K.H., 1993; Masferrer R., 1998].

Осложнения при создании ригидной фиксации с использованием транспедикулярных систем и межтеловых кейджей остаются сложной, многосторонней проблемой даже при использовании современных, конструктивно улучшенных систем [N. Boeree, 2007]. Многоуровневый спондилодез по данным разных авторов осложнялся переломом транспедикулярных винтов в 11% случаев [Davne S.H., Myers D.L., 1992; Jutte P.C., 2002; Lonstein J.E., Denis F., 1999; Pihlajamaki H., Myllynen P., 1997]. Ригидная фиксация увеличивает частоту дегенерации смежного сегмента от 12 до 18% [Park P., Garton H.J., 2004] и, соответственно, последующих ревизионных вмешательств. По данным других авторов публикациях частота развития синдрома смежного диска после использования ригидной фиксации достигает до 20 % [Etebar S., Cahill D.W., 1999; P. Gillet, 2003] и даже 37% в отдаленном периоде наблюдения [Ghiselli G., Wang J.C., 2004].

Недостатки спондилодеза, а также постепенный характер дегенерации межпозвонкового диска привели к пересмотру философии от применения фиксации у всех пациентов с болями в поясничном отделе позвоночника к более специфичному лечению. Изменение философии было основано на понимании биомеханики позвоночно-двигательного сегмента и позвоночника в целом в норме и при патологических процессах. Такое постепенное смещение взглядов привело к формированию концепции «сохранения движения» и «динамической фиксации».

Таким образом, сформировалась новая концепция хирургического лечения сегментарной нестабильности в поясничном отделе позвоночника с

«сохранением движения» и «эффектом динамической стабилизации» позвоночно-двигательного сегмента. Динамическая фиксация поясничного отдела позвоночника может быть определена как система хирургического лечения сегментарной нестабильности, которая благоприятно изменила бы движения и передачу нагрузки на позвоночно-двигательный сегмент, уменьшила бы избыточные движения в сегменте без его жесткой фиксации. С клинической точки зрения гипотеза основывается на уменьшении или регрессе болевого синдрома при контроле над патологическими движениями и более физиологической трансмиссии нагрузки и предотвращению прогрессирующей дегенерации смежных сегментов.

Настоящее проспективное исследование выполнено на основании анализа хирургического лечения 35 пациентов с дегенеративно-дистрофическим заболеванием поясничного отдела позвоночника, которым была выполнена межкостистая динамическая фиксация с помощью межкостистого дистрактора ИЛКОДА из нитинола с эффектом памяти формы.

Основной целью явилось исследование возможности фиксации сегмента при дегенеративных заболеваниях поясничного отдела позвоночника, сочетающихся с умеренной СН. Выполнение задачи исследования основывалось на сравнении двух групп пациентов: 1) группа А - пациенты, которым динамическая фиксация выполнялась для лечения сегментарной нестабильности, и 2) группа В - пациенты, которым динамическая фиксация выполнялась для профилактики сегментарной нестабильности в оперированном позвоночно-двигательном сегменте.

Результаты хирургического лечения оценивались через 3, 6 и 12 месяцев хирургического лечения.

Предоперационное обследование включало в себя ортопедо-неврологический осмотр, нейровизуализацию (СКТ, МРТ, функциональную спондилографию), обследование по опросникам и шкалам (ВАШ, Освестри, SF-36). Результаты лечения оценивались на основании функциональных

рентгенограмм, выполняемых через 12 месяцев, данных опросников и шкал (MacNab, ВАШ, Освестри, SF-36) и, по возможности, данных СКТ и МРТ поясничного отдела позвоночника.

Оценка дооперационного неврологического статуса выявила преобладание у пациентов с СН болевого синдрома в поясничном отделе позвоночника, однако в послеоперационном периоде боли в спине не были доминирующим симптомом. Полученные результаты могут быть объяснены уменьшением избыточной трансляции в ПДС, как одного из основных механизмов формирования патологического паттерна боли. Сравнимые результаты в послеоперационном периоде болевого синдрома и качества жизни в группах А и В также может объясняться другими механизмами работы дистрактора, а именно: перемещение трансмиссии нагрузки с фасеточных суставов и МПД, как источника патологической болевой ирритации [Philips F.M., 2006], возможным замедлением дегенеративных процессов в межпозвонковом диске и его частичной репарацией [Hsieh A.H., Hadi T., Lotz J.C., 2005; Kroeber M., Unglaub F., Guehring T., Nerlich A., Hadi T., Lotz J., Carstens C., 2005; Unglaub F., Guehring T., Omlor G., Lorenz H., Carstens C., Kroeber M.W., 2006].

Анализ исходов показал, что в группе пациентов, которым межкостистый дистрактор ИЛКОДА имплантировался для лечения СН, через 3 месяца после хирургического лечения доля отличных исходов составила 23,53%, хороших 70,59%, удовлетворительных 5,88%. Через 6 месяцев отмечалась увеличение доли пациентов с отличным исходом лечения – 64,71%, хороших исходов 35,39%. В динамике через 12 месяцев после хирургического лечения достоверных изменений в доле пациентов с отличными исходами выявлено не было (70,59%), однако было отмечено уменьшение хороших исходов (11,76%) и появление удовлетворительных (11,76%) и неудовлетворительных (5,88%) исходов.

В группе В доля отличных исходов через 3, 6 и 12 месяцев после хирургического лечения составила 22,22%, 55,56% и 61,11% соответственно. Хорошие исходы получены в 56,56%, 27,76% и 33,33% наблюдений. Удовлетворительные исходы в динамике наблюдались в 22,22%, 16,76% и 5,56% случаев. Неудовлетворительных исходов в данной группе получено не было. Анализ результатов показал, что статистически значимая динамика отличных и хороших исходов хирургического лечения прослеживается в сроки до 6 месяцев, тогда как значимых различий в периоде 6-12 месяцев выявлено не было. Статистически значимых различий в анализе удовлетворительных исходов хирургического лечения в зависимости от послеоперационного периода выявлено не было.

Установлено, что уменьшение болевого синдрома и улучшение качества жизни статистически достоверно прослеживаются в сроки до 6 месяцев, тогда как через 6-12 месяцев после хирургического лечения достоверных различий не выявлялось. В связи с этим, по нашему мнению, достоверная оценка результатов лечения может проводиться в сроки 3-6 месяцев после оперативного вмешательства.

Исследование на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента было проведено на основании вычисления основных рентгенологических параметров: высоты межпозвонкового диска, вертикального размера межпозвонкового отверстия, сегментарного угла Кобба, величины сагиттальной трансляции.

В результате исследования выявлено, что средние размеры передних отделов МПД составили $1,13 \pm 0,17$ см, задних отделов $0,91 \pm 0,13$ см, вертикального размера МПО $2,06 \pm 0,3$ мм. Измерение данных параметров через 12 месяцев показало отсутствие влияния на высоту задних отделов МПД и вертикального размера МПО ($0,93 \pm 0,15$ см и $2,07 \pm 0,42$ см соответственно), тогда как выявлено достоверное уменьшение высоты передних отделов ($1,11 \pm 0,16$ см), что, вероятней всего, обусловлено

перераспределением нагрузки с фасеточных суставов и задних отделов межпозвонкового диска на межкостистый спейсер и передние отделы диска.

При оценке влияния межкостистого дистрактора ИЛКОДА на оперированный сегмент в зависимости от степени дегенерации межпозвонкового диска проведенное исследование позволило прийти к заключению, что наиболее эффективно межкостистый дистрактор ИЛКОДА работает при III степени дегенерации, наиболее эффективно увеличивающий высоту МПО ($p=0,004$) и, следовательно, площадь поперечного сечения фораминального отверстия, а также выявить тенденцию ($p=0,07$) в увеличении задних отделов МПД. При IV степени дегенерации статистически значимых изменений высоты передних и задних отделов МПД ($p=0,4$) и МПО ($p=1$) после имплантации межкостистого спейсера выявлено не было. Однако положительный клинический эффект в виде регресса вертебрального синдрома в послеоперационном периоде в данной группе можно объяснить объемом декомпрессии сосудисто-невральных образований позвоночного канала на оперированном уровне [Н. Celic, 2012].

Анализ динамики изменения сегментарного угла Кобба показал, что в ПДС верхних отделов поясничного отдела позвоночника достоверных изменений выявлено не было в обеих группах сравнения, тогда как в ПДС $L_{III}-L_{IV}$ и $L_{IV}-L_V$ отмечалась положительная тенденция к увеличению угла через 12 месяцев ($p=0,06$ в группе А и $0,007$ в группе В). Принимая во внимание тот факт, что в обеих группах было выявлено достоверное уменьшение передних отделов МПД без значительных изменений высоты задних отделов МПД и МПО, увеличение угла Кобба (кифотизация оперированного сегмента) является закономерным процессом, отражающим явления как дальнейшей дегенерации межпозвонкового диска, так и приложения дистракционных усилий межкостистым спейсером к структурам заднего опорного комплекса.

Возможности фиксации нестабильного ПДС межкостистым дистрактором ИЛКОДА были обследованы на 17 пациентах: в 15 случаях была выявлена сагиттальная трансляционная СН, в 2 случаях ротационная СН. Средняя величина смещения до операции составила $4,9 \pm 0,52$ мм, в послеоперационном периоде $0,86 \pm 0,8$ мм. При заднем смещении позвонка величина смещения составила $5,1 \pm 0,6$ мм, после операции $0,6 \pm 0,9$ мм, при переднем смещении $4,7 \pm 0,2$ мм и $1,25 \pm 0,4$ мм соответственно. Принимая во внимание статистическую значимость величины смещения в до- и послеоперационном периоде, мы пришли к выводу, что межкостистая динамическая фиксация с помощью дистрактор ИЛКОДА может выполняться для лечения умеренной сегментарной нестабильности на фоне дегенеративных изменений в ПДС, а фиксация сегмента возможна вне зависимости от приоритетного вектора смещения позвонка.

Неудовлетворительные исходы хирургического лечения нами отмечены в 7 случаях (20%). Наиболее значимым осложнением, повлиявшим на исходы, явился рецидив болевого синдрома (8,57%), выявленных в группе пациентов с сегментарной нестабильностью. Основным патоморфологическим субстратом боли явился эпидуральный фиброз. Осложнения со стороны имплантата составили 5,71% и заключались в миграции дистрактора в межкостистом промежутке, однако в виду отсутствия нарастания симптоматики повторные оперативные вмешательства не выполнялись.

ВЫВОДЫ

1. Межостистая динамическая фиксация является эффективным методом хирургического лечения умеренной сегментарной нестабильности на фоне дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника. Фиксация нестабильного позвоночно-двигательного сегмента возможна вне зависимости от вектора нестабильности.

2. Микрохирургическая декомпрессия структур позвоночного канала, достигаемая широкой резекцией костно-связочных структур заднего опорного комплекса, может дополняться межостистой динамической фиксацией для предупреждения развития вторичной (послеоперационной) сегментарной нестабильности.

3. Влияние межостистого дистрактора на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента зависит от степени дегенерации межпозвонкового диска. Выраженное влияние на биомеханику оперированного позвоночно-двигательного сегмента межостистый спейсер оказывает при умеренной дегенерации межпозвонкового диска (III степень по Pfirrmann). При более выраженной дегенерации межпозвонкового диска клинический эффект в большей степени определяется объемом выполненной декомпрессии структур позвоночного канала.

4. Дистракционные силы, приложенные к остистым отросткам, вызывают перераспределение трансмиссии нагрузки на элементы позвоночно-двигательного сегмента. Работа дистрактора при умеренной дегенерации межпозвонкового диска приводит к смещению нагрузки на остистые отростки и передние отделы межпозвонкового диска, увеличивая тем самым вертикальный размер межпозвонковых отверстий и высоту задних отделов межпозвонкового диска. Отрицательное влияние дистракционных усилий заключается в ускоренной дегенерации передних отделов межпозвонкового диска и нарастания кифотизации оперированного позвоночно-двигательного сегмента.

5. Алгоритм принятия решения о выполнении динамической фиксации позвоночно-двигательного сегмента должен на этапе предоперационного планирования должен включать в себя обязательное выполнение функциональной рентгенографии и МРТ поясничного отдела позвоночника.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Всем пациентам, которым планируется выполнение хирургического вмешательства по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания поясничного отдела позвоночника, должна обязательно выполняться обзорная и функциональная рентгенография поясничного отдела. Более детальная оценка костных структур может быть выполнена при проведении МСКТ.

2. Межкостистая динамическая фиксация должна использоваться для лечения умеренной сегментарной нестабильности до I степени спондилолистеза. Оперативные вмешательства, направленные на коррекцию выраженной сегментарной нестабильности, а также предусматривающие экстенсивное воздействие на межпозвонковый диск и фасеточные суставы, целесообразнее завершать установкой ригидных систем фиксации.

3. Использование межкостистой динамической фиксации после выполнения микрохирургической декомпрессии сосудисто-невральных структур позвоночного канала наиболее оправдано при умеренной дегенерации межпозвонкового диска со снижением его высоты не более 25%, что соответствует III степени по Pfirrmann.

4. Рецидив болевого синдрома является частым осложнением ближайшего периода наблюдения после хирургического лечения. Одним из патоморфологических факторов формирования синдрома неудачно оперированного позвоночника является эпидуральный фиброз, образование которого не зависит от способа фиксации сегмента. Профилактика данного состояния может достигаться выполнением оперативного вмешательства с применением микрохирургической техники, тщательной санации позвоночного канала от крови, использованием гелевых материалов и изолирующих мембран.

5. Декомпрессивно-стабилизирующие вмешательства по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания поясничного отдела

позвоночника должны проводиться в условиях минимизации хирургической агрессии путем применения микрохирургической техники, выполнения максимального объема декомпрессии из унилатерального доступа.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абакиров, М.Д. Хирургическое лечение дегенеративных стенозов поясничного отдела позвоночника: Автореф. дис. д-ра. мед. наук: / М.Д. Абакиров. – М., 2012. – 30 с.
2. Аганесов, А.Г. Реконструкция позвоночного сегмента при спондилолистезе поясничного отдела позвоночника / А.Г. Аганесов, К.Т. Месхи // Хирургия позвоночника. – 2004. – № 4. – С. 18-22.
3. Алейник, А.Я. Динамическая межкостистая эластическая стабилизация в лечении грыж дисков и стеноза позвоночного канала на поясничном уровне: дисс. ... канд. мед. наук / А.Я. Алейник. – Нижний Новгород, 2014 – 165 с.
4. Алейникова, И.Б. Отдаленные результаты динамической стабилизации поясничного отдела позвоночника у больных дегенеративно-дистрофическими заболеваниями / И.Б. Алейникова, А.А. Гринь, М.А. Соколова // Материалы XIV Всерос. научно-практ. конф. «Поленовские чтения» 15-17 апреля 2015 г. СПб, 2015. – С. 33.
5. Арестов, С. О. Особенности техники и отдаленные результаты порталных эндоскопических вмешательств при грыжах межпозвонковых дисков пояснично-крестцового отдела позвоночника/ С. О. Арестов, А. О. Гуца, А. А. Кашеев // Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. – 2011. – №1. – С. 27–33.
6. Баматов, А.Б. Влияние межкостистого имплантата на сегментарную подвижность и болевой синдром после микродискэктомии с кюретажем ложа диска / А.Б. Баматов, Д.Н. Дзукаев, О.Н. Древаль, А.В. Кузнецов // Хирургия позвоночника. – 2015. - № 1. – с. 69-75.
7. Берснев, В.П. Хирургия позвоночника, спинного мозга и периферических нервов / В.П. Берснев, Е.А. Давыдов, Е.Н. Кондаков. – СПб.: Специальная литература, 1998. – 367 с.

8. Берснев, В.П. Хирургическое лечение поясничного спинального стеноза с применением имплантирующих устройств / В.П. Берснев, В.М. Драгун, С.Ю. Микаилов, А.Л. Шакуров, Р.В. Драгун // Материалы XIV Всерос. научно-практ. конф. «Поленовские чтения» 15-17 апреля 2015 г. СПб, 2015. – С. 36.
9. Валеев, И.Е. Стабилизирующие операции при травме позвоночника (осложнения и пути их предупреждения): дис. ... канд. мед. Наук / И.Е. Валеев. – Казань, 2007. – 120 с.
10. Ветрилэ, С.Т. Показания и особенности выбора тактики хирургического лечения поясничного остеохондроза с использованием транспедикулярных фиксаторов / С.Т. Ветрилэ, В.В. Швец, А.И. Куропаткин // Хирургия позвоночника. – 2004. - №4. – с. 40–46.
11. Вознесенская, Т.Г. Боли в спине и конечностях / Т.Г. Вознесенская // Болевые синдромы в неврологической практике. – М., 2001. – С. 214-283.
12. Гюнтер, В.Э. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения / В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, Ю.Ф. Ясенчук и др. – Томск: МИЦ, 2006 – 296 с.
13. Измалков, С.Н. Результаты лечения больных со стенозом позвоночного канала / С.Н. Измалков, М.А. Иванов, С.А. Литвинов, А.П. Мирошниченко //Травматология и ортопедия XXI века: сб. тезисов докладов VIII съезда травматологов-ортопедов России. - Самара, 2006. - С. 693.
14. Исаева, Н.В. Современный взгляд на клиническое значение эпидурального фиброза после поясничных дискэктомий / Н.В. Исаева, М.Г. Дралюк // Хирургия позвоночника. – 2010. - № 1. – С. 38-45.
15. Коновалов, Н.А. Прогнозирование микрохирургического лечения межпозвонковых дисков на пояснично-крестцовом уровне: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Н.А. Коновалов. – М., 1999. – 23 с.

16. Левченко, С.К. Экспериментально-клиническое обоснование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника: дисс. ... канд. мед. наук / С.К. Левченко. – М., 2004. – 127 с.
17. Макиров, С.К. Хирургическое лечение структурно-функциональных нарушений при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника: дисс. ... докт. мед. наук / С.К. Макиров. – М., 2006. – 153 с.
18. Макиров, С.К. Современные возможности задней динамической стабилизации позвоночника в профилактике синдрома смежного уровня: обзор литературы / С.К. Макиров, А.А. Юз, М.Т. Джахаф, С.С. Гусев // Хирургия позвоночника. – 2015. - №1. – 46-62.
19. Маркин, С.П. Задняя динамическая фиксация в хирургическом лечении поясничного остеохондроза: дисс. ... канд. мед. наук / С.П. Маркин. – Новосибирск, 2010 – 135 с.
20. Месхи, К.Т. Хирургическое лечение дегенеративной нестабильности при поясничном остеохондрозе конструкцией из никелида титана: дисс. ... канд. мед. наук / К.Т. Месхи. - М., 2002. - 112 с.
21. Миронов, С.П. Оперативное лечение спондилолистеза позвонка L5 с применением транспедикулярных фиксаторов / С.П. Миронов, С.Т. Ветрилэ, М.С. Ветрилэ, А.А. Кулешов // Хирургия позвоночника. – 2004. - №1. – 39-46.
22. Панаськов, А.В. Нестабильность позвоночника при поясничном остеохондрозе: дисс. ... канд. мед. наук / А.В. Панаськов. – СПб., 2003. – 156 с.
23. Романенков, В.М. Отдаленные результаты хирургического лечения грыж межпозвонковых дисков поясничного отдела позвоночника / В.М. Романенков, А.Г. Самошенков// Материалы III съезда нейрохирургов России. – СПб, 2002. – С. 275-276.

24. Сидоров, Е.В. Клиника, диагностика и хирургическое лечение стеноза поясничного отдела позвоночного канала: Автореф. дис. ... канд. мед. наук / Е.В. Сидоров. – М., 2003. – 25 с.
25. Симонович, А.Е. Хирургическое лечение дегенеративных поражений поясничного отдела позвоночника: дис. ... докт. мед. наук / А.Е. Симонович. – Новосибирск, 2005. – 238 с.
26. Симонович, А.Е. Влияние динамической фиксации поясничных позвоночных сегментов на их подвижность / А.Е. Симонович, С.П. Маркин, И.И. Нуралиев // Хирургия позвоночника. – 2008. - № 4. – с. 30-36.
27. Суслов, С.А. Лечение дегенеративных и спондилолизных спондилолистезов методом транспедункулярной фиксации в поясничном отделе позвоночника / С.А. Суслов, С.С. Зимовик, О.В. Снитко, А.В. Соловьев // Мат. III съезда нейрохирургов России. – Спб, 2002. – С. 286.
28. Маркин, С.П. Малоинвазивная методика заднего поясничного межтелового спондилодеза с использованием эндоскопической методики / С. П. Маркин, А. Е. Симонович, А. А. Байкалов и др. // Хирургия позвоночника. – 2007. – №2. – С. 62–65.
29. Хаджимуратова, С.Х. Количественная оценка нормальных формы и подвижности поясничного отдела позвоночника по данным рентгенограмметрии: дисс. ...канд. мед. Наук / С.Х. Хаджимуратова. – М. 2010. – 76 с.
30. Чертков, А.К. Эндопротезирование поясничных дисков в нейрохирургии / А.К. Чертков. – М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2011. – 160 с.
31. Abumi K. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies // K. Abumi, M.M. Panjabi, K.M. Kramer, J. Duranceau, T. Oxland, J.J. Crisco // Spine. – 1990. – Vol. 15 (11). – P. 1142-1147.
32. Adams, M.A. The mechanical function of the lumbar apophyseal joints / M.A. Adams, W.C. Hutton // Spine. – 1983. – Vol. 8. – P. 327-330.

33. Adams, M.A. Stress distributions inside intervertebral discs / M.A. Adams, D.S. McNally, P. Dolan // *J Bone Joint Surg (Br)*. – 1996. – Vol. 78 (B). – P. 965-972.
34. Adams, P. Biochemical aspects of development and aging of human lumbar intervertebral discs / P. Adams, D.R. Eyre, H. Muri // *Rheumatol Rehabil*. – 1977. – Vol. 16. – P. 22-29.
35. Ahmed, A.M. The effect of facet joints geometry on the axial torque-rotation response of lumbar motion segments / A.M. Ahmed, N.A. Duncan, D.I. Bucke // *Spine*. – 1990. – Vol. 15. – P. 391-401.
36. Ansetti, A. Spine stability after implantation of an interspinous device: an in vitro and finite element biomechanical study / F. Ansetti, F. Galbusera, H. N. Aziz et al. // *Journal of Neurosurgery: Spine*. – 2010. – Vol. 13. – No. 5. – P. 568-575.
37. Axelsson, P. Intervertebral mobility in the progressive degenerative process: a radiostereometric analysis / P. Axelsson, B.S. Karlsson // *Eur Spine J*. – 2004. – Vol. 13. – P. 567–572.
38. Beattie, P. The relationship between symptoms and abnormal magnetic resonance images of lumbar intervertebral disks / P. Beattie // *Phys Ther*. – 1996. – Vol. 76. – P. 601-608.
39. Berlemann, U. Mechanism of retrolisthesis in the lower lumbar spine: a radiographic study / U. Berlemann, D.J. Jeszenszky, D.W. Buhler, J. Harms // *Acta Orthop Belg*. – 1999. – Vol. 65. – P. 472–477.
40. Biering-Sorensen, F. Low back trouble in a general population of 30-, 40-, 50-, and 60-year-old men and women: Study design, representativeness and basic results / F. Biering-Sorensen // *Dan Med Bull*. – 1982. – Vol. 29. – P. 289–299.
41. Boeree, N. The Case for Disc Replacement / Nick Boeree // *Ann R Coll Surg Engl*. – 2007. – Vol. 89(1). – P. 6-9.

42. Bridwell, K.H. The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondylolisthesis with spinal stenosis / K.H. Bridwell, T.A. Sedgewick, M.F. O'Brien et al. // J. Spinal Disord. – 1993. - Vol. 6. - P. 461 -467.
43. Butler, D. Discs degenerate before facets / D. Butler, J.H. Trafimow, G.B. Andersson, T.W. McNeill, M.S. Huckman // Spine. – 1990. – Vol. 15. – P. 111-113.
44. Callaghan, J.P. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force / J.P. Callaghan, S.M. McGill // Clin Biomech. – 2001. – Vol. 16. – P. 28-37.
45. Caspar, W. A new surgical procedure for lumbar disc herniation causing less tissue damage through a microsurgical approach / W. Caspar // Adv. Neurosurg. – 1977. – Vol. 4. – P. 74-80.
46. Cauchoix, J. Repeat surgery after disc excision / J. Cauchoix, C. Ficat, B. Girard // Spine. – 1978. – Vol. 3(3). – P. 256-259.
47. Celik, H. Surgical treatment of the spinal stenosis with an interspinous distraction device: do we really restore the foraminal height? / H. Celik, A. Derincek, I. Koksall // Turk Neurosurg. – 2012. – Vol. 22. – No. 1. – P. 50-54.
48. Cholewicki, J. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain / J. Cholewicki, S.M.M. McGill // Clin Biomech. – 1996. – Vol. 11. – P. 1-15.
49. Ching, C.T. The effect of cyclic compression on the mechanical properties of the intervertebral disc: an in vivo study in a rat tail model / C.T. Ching, D.H. Chow, F.Y. Yao, A.D. Holmes // Clin Biomech. – 2003. – Vol. 18. – P. 182-189.
50. Court, C. The effect of static in vivo bending on the murine intervertebral disc / C. Court, O.K. Colliou, J.R. Chin, E. Liebenberg, D.S. Bradford, J.C. Lotz // Spine J. – 2001. – Vol. 1. – P. 239-245.

51. Crawford, R.J. The effect of interspinous implant surgery on back surface shape and radiographic lumbar curvature / R.J. Crawford, R.I. Price, K.P. Singer // Clin Biomech. – 2009. – Vol. 24. – No. 6. – P. 467-472.
52. Crisco, J.J. The biomechanical stability of the human spine: experimental and theoretical investigations. Dissertation, Yale University, New Haven, CT, 1989.
53. Davne, S.H. Complications of lumbar spinal fusion with transpedicular instrumentation / S.H. Davne, D.I. Myers // Spine. – 1992. – Vol. 17. – P. 184-189.
54. Dehn, T. Degenerative Disc Disease: Disc Replacement / T. Dehn // Ann R Coll Surg Engl. – 2007. – Vol. 89(1). – P. 6.
55. Denis, F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries / F. Denis // Spine. – 1983. – Vol. 8. – P. 817-831.
56. Dieter, A. CoflexTM interspinous stabilisation: clinical and radiographic results from an international multicenter retrospective study / A. Dieter, J. Samani, W.K. Kim, M. Eif, L. Gary, R. J. Chomiak // Paradigm spine journal. – 2007. – Vol. 1. – P.1-4.
57. Dillingham, T. Evaluation and management of low back pain: an overview / T. Dillingham // State of the Art Reviews. – 1995. – Vol. 9 (3). – P. 559-574.
58. Dupuis, P.R. Radiological diagnosis of degenerative lumbar spinal instability / P.R. Dupuis, K. Yong-Hing, J.D. Cassidy, W.H. Kirkaldy-Willis // Spine. – 1985. – Vol. 10. – P. 262–266.
59. Dvorak, J. Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine / J. Dvorak, M.M. Panjabi, J.E. Novotny, et al. // Spine. – 1991. – Vol. 16. – P. 943-950.

60. Dvorak, J. Age and gender related normal motion of the cervical spine / J. Dvorak, J.A. Antinnes, M. Panjabi, et al. // Spine. – 1992. – Vol. 17. – No. 10. – P. S393–S398.
61. Dvorak, J. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine / J. Dvorak, M.M. Panjabi, D. Grob, et al. // Spine. – 1993. – Vol. 18. – P. 120-127.
62. Etebar, S. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability / S. Etebar, D.W. Cahill // J Neurosurg. – Vol.90(2). – P.163-169.
63. Farfan H.F. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the production of disc degeneration / H.F. Farfan, J.W. Cossette, G.H. Robertson, R.V. Wells, H. Kraus // J Bone Joint Surg Am. – 1970. – Vol. 52. – P. 468-497.
64. Fiorini, G.T. Forces on lumbo-vertebral facets / G.T. Fiorini // Ann Biomed Eng. – 1976. – Vol. 4. – P. 354-363.
65. Floman, Y. Failure of the Wallis interspinous implant to lower the incidence of recurrent lumbar disc herniations in patients undergoing primary disc excision / Y. Floman, M.A. Millgram, Y. Smorgick, N. Rand, E. Ashkenazi // J Spinal Disord Tech. – 2007. – Vol. 20. – No. 5. – P. 337-341.
66. Friberg, O. Lumbar instability: a dynamic approach by traction-compression radiography / O. Friberg // Spine. – 1987. – Vol. 12 (2). – P. 119-129.
67. Fritsch, E.W. The failed back surgery syndrome: reasons, intraoperative findings, and long-term results: a report of 182 operative treatments / E.W. Fritsch, J. Heisel, S. Rupp // Spine. – 1996. – Vol. 21 (5). – P. 626-633.
68. Fritzell, P. Chronic low back pain and fusion: a comparison of three surgical techniques: a prospective multicenter randomized study from the Swedish lumbar spine study group / P. Fritzell, O. Hägg, P. Wessberg, A. Nordwall // Spine. – 2002. – Vol. 27. – No. 11. – P. 1131-1141.

69. Frymoyer, J.W. Segmental instability: rationale for treatment / Frymoyer J.W., Selby D.K. // *Spine*. – 1985. – Vol. 10. – P. 280-286.
70. Fuchs, P.D. The use of an interspinous implant in conjunction with a graded facetectomy procedure / P.D. Fuchs, D.P. Lindsey, K.Y. Hsu, J.F. Zucherman, S.A. Yerby // *Spine*. – 2005. – Vol. 30 (11). – P. 1266-1272.
71. Fujiwara, A. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine / A. Fujiwara, T.H. Lim, H.S. An, N. Tanaka, C.H. Jeon, G.B. Andersson, V.M. Haughton // *Spine*. – 2000. – Vol. 25. – No. 23. – P. 3036-3044.
72. Fujiwara, A. The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine / A. Fujiwara, K. Tamai, H.S. An, T. Kurihashi, T.H. Lim, H. Yoshida, K. Saotome // *J Spinal Disord*. – 2000. – Vol. 13. – No. 5. – P. 444-450.
73. Gedalia, U. Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading. Part 2. Recovery of reflexive muscular stability with rest / U. Gedalia, M. Solomonow, B.H. Zhou, et al. // *Spine*. – 1999. – Vol. 24. – P. 2461-2467.
74. Ghiselli, G. Adjacent segment degeneration in the lumbar spine / G. Ghiselli, J.C. Wang, N.N. Bhatia, W.K. Hsu, E.G. Dawson // *J Bone Joint Surg Am*. – 2004. – Vol.86-A(7). – P.1497-503.
75. Gibson, J.N. The Cochrane review of surgery for lumbar disc prolapse and degenerative lumbar spondylosis / J.N. Gibson, I.C. Grant, G. Waddell // *Spine*. – 1999. – Vol. 24. – P. 1820-1832.
76. Gibson, J.N. Alastair. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane review / J.N. Alastair Gibson, G. Waddell // *Spine*. – 2005. – Vol. 30. – P. 2312-2320.
77. Gillespie, K.A. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model / K.A. Gillespie, J.P. Dickey // *Spine*. – 2004. – Vol. 29. – P. 1208-1216.

78. Gillet, P. The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion / P. Gillet // *J Spinal Disord Tech.* – 2003. – 16. – No. 4. – P.338-345.
79. Goel, V.K. Kinematics of the whole lumbar spine: effect of discectomy / V.K. Goel, S. Goyal, C. Clark, et al. // *Spine.* – 1985. – Vol. 10. – P. 543-554.
80. Gomleksiz, C. A short history of posterior dynamic stabilization / C. Gomleksiz, M. Sasani, T. Oktenoglu, A.F. Ozer // *Advances in Orthopedics.* – 2012. – Vol. 2012. – 12 p.
81. Grobler, L.J. Etiology of spondylolisthesis: assessment of the role played by lumbar facet joints morphology / L.J. Grobler, P.A. Robertson, J.E. Novotny, M.H. Pope // *Spine.* – 1993. – Vol. 18. – P. 80-92.
82. Guehring, T. Axiale Distraction beeinflusst Regenerationsprozesse mittelgradige degenerierter Bandscheiben / T. Guehring, G. Omlor, H. Lorenz, K. Engelleiter, W. Richter, C. Carstens, Kroeber W // *Presentation at the 1st combined German Congress of Orthopedics and Traumatology (DGU + DGOOC).* – 2005.
83. Guizzardi G., Petrini P. DIAM Spinal Stabilization System / In: Yue J.J. // *Motion preservation surgery of the spine. Advanced techniques and controversies.* - Philadelphia, PA.: Elsevier, 2008. – P. 519-533.
84. Haer, T.R. The role of the facet joints in spinal stability: identification of alternative paths of loading / T.R. Haer, M. O'Brien, J.W. Dryer, R. Nucci, R. Zipnick // *Spine.* – 1994. – Vol. 19. – P. 2667-2670.
85. Handa, T. Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in the human lumbar intervertebral disc / T. Handa, H. Ishihara, H. Ohshima, R. Osada, H. Tsuji, K. Obata // *Spine.* – 1997. – Vol. 22. – P. 1085-1091.
86. Heuer F. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle / F. Heuer, H. Schmidt, Z. Kleizl, L. Claes, H.J. Wilke // *J Biomech.* – 2007. – Vol. 40. – P. 271-280.

87. Hides, J. Multifidus recovery is not automatic following resolution of acute first episode of low back pain / J. Hides, C. Richardson, G. Jull // *Spine*. – 1996. – Vol. 21 (23). – P. 2763-2769.
88. Holinka, J. Stabilising effect of dynamic interspinous spacers in degenerative low-grade lumbar instability / J. Holinka, P. Krepler, M. Matzner, J.G. Grohs // *Int Orthop*. – 2011. – Vol. 35. – No. 3. – P. 395-400.
89. Hsieh, A.H. MMP Degradation of annulus fibrosus is reduced by tension. Presented at the 51st Annual Meeting of the Orthopedic Research Society / A.H. Hsieh, T. Hadi, J.C. Lotz/ Paper №: 0186. – 2005.
90. Ilharreborde B. Biomechanical evaluation of posterior lumbar dynamic stabilization: an in vitro comparison between Universal Clamp and Wallis systems / B. Ilharreborde, M.N. Shaw, L.J. Berglund, K.D. Zhao, R.E. Gay, K. An // *European Spine Journal*. – 2011. – Vol. 20. – No. 2. – P. 289-296.
91. Indahl, A. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles / A. Indahl, A.M. Kaigle, O. Reikeras, et al. // *Spine*. – 1997. – Vol. 22. – P. 2834–2840.
92. Indahl, A. Good prognosis for low back pain when left untampered / A. Indahl, L. Velund, O. Reikeraas // *Spine*. – 1995. – Vol. 20 (4). – P. 473-477.
93. Jackson, R.P. The facet syndrome: myth or reality? / R.P. Jackson // *Clin Orthop Relat Res*. – 1992. – Vol. 279. – P. 110-121.
94. Jönsson, B. Clinical characteristics of recurrent sciatica after lumbar discectomy / B. Jönsson, B. Strömqvist // *Spine*. – 1996. – Vol. 21. – P. 500–505.
95. Jutte, P.C. Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusions in 105 consecutive primary operations // P.C. Jutte, R.M. Castelein // *European Spine Journal*. – 2002. – Vol. 11. – No. 6. – P. 594-598.
96. Kaner, T. Dynamic stabilization of the spine: a new classification system / T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, A.F. Ozer // *Turkish Neurosurgery*. – 2010. – Vol. 20. – No. 2. – P. 205-215.

97. Kazarian, L. Dynamic response characteristics of the human vertebral column: an experimental study of human autopsy specimens / L. Kazarian // *Acta Orthop.* – 1972. – Vol. 43. – No. S146. – P. 1-186.
98. Khoeir P. Classification of posterior dynamic stabilization devices / P. Khoeir, K.A. Kim, M. Y. Wang // *Neurosurgical Focus.* – 2007. – Vol. 20. – No. 1. – article E3.
99. Kieffer, S.A. Discographic-anatomical correlation of developmental changes with age in the intervertebral disc / S.A. Kieffer, E.M. Stadlan, A. Mohandas, H.O. Peterson // *Acta Radiol Diagn (Stockh).* – 1969. – Vol. 9. – P. 733-739.
100. Kim, D.H. Dynamic reconstruction of the spine / D.H. Kim, F.P. Cammisa, R.G. Fessler. - New York: Thieme, 2006. – Pp. 402.
101. Kirkaldy-Wallis, W.H. Instability of the lumbar spine / W.H. Kirkaldy-Wallis, H.F. Farfan // *Clin Orthop Relat Res.* – 1982. – Vol. 165. – P. 110-123.
102. Klein, G.N. Trapped in the neutral zone: another symptom of whiplash-associated disorders? / G.N. Klein, A.F. Mannion, M.M. Panjabi, J. Dvorak // *Eur Spine J.* – 2001. – Vol. 10. – No. 2. –P. 141-148.
103. Kuttson, F. The instability associated with disk degeneration in the lumbar spine / F. Kuttson // *Acta Radiol.* – 1944. – Vol. 25. – P. 593-609.
104. Kotilainen, E. Long-term outcome of patients suffering from clinical instability after microsurgical treatment of lumbar disc herniation / E. Kotilainen // *Acta Neurochir.* – 1998. – Vol. 140 (2). – P. 120-125.
105. Kotilainen, E. Clinical instability of the lumbar spine after microdiscectomy / E. Kotilainen, S. Valtonen // *Acta Neurochir.* – 1993. – Vol. 125. – P. 120–126.
106. Krismer, M. Contribution of annulus fibers to torque resistance / M. Krismer, C. Haid, W. Rabl // *Spine.* – 1996. – Vol. 21. – No. 22. – P. 2551-2557.

107. Kroeber, M. Effects of controlled dynamic disc distraction on degenerated intervertebral discs. An in vivo study on the rabbit lumbar spine model / M. Kroeber, F. Unglaub, T. Guehring, A. Nerlich, T. Hadi, J. Lotz, C. Carstens // Spine. – 2005. – Vol. 30. – P. 181-187.

108. Kwon, S.Y. Disc pressure changes with PMMA interspinous spinal spacer insertion for lumbar spinal stenosis. / S.Y. Kwon, S.J. Moon, K.S. Lee, K.C. Shim, G.R. Tack, S.J. Lee // Poster at the 51st Annual Meeting of the Orthopedic Research Society. – 2005.

109. Lafage, V. New interspinous implant evaluation using an in vitro biomechanical study combined with a finite-element analysis / V. Lafage, N. Gangnet, J. S  n  gas, F. Lavaste, W. Skalli // Spine. – 2007. – Vol. 32. – No. 16. – P. 1706-1713.

110. Lee, C.K. Lateral lumbar spinal canal stenosis: classification, pathologic anatomy and surgical decompression / C.K. Lee, R. Wolfgang, G. William // Spine. – 1988. – Vol. 13. – No. 3. – P. 313-320.

111. Lee, J. An interspinous process distractor (X STOP) for lumbar spinal stenosis in elderly patients: preliminary experiences in 10 consecutive cases / J. Lee, K. Hida, T. Seki, Y. Iwasaki, A. Minoru // Journal of Spinal Disorders and Techniques. – 2004. – Vol. 17. – No. 1. – P. 72-77.

112. Lehman, T.R. Instability of the lower lumbar spine / T.R. Lehmann, R.A. Brand // Orthop Trans. – 1983. – Vol. 7. – P. 97.

113. Lewin, T. Osteoarthritis in lumbar synovial joints: a morphologic study / T. Lewin // Acta Orthop Scand. – 1964. – Suppl. 73. – P. 1-112.

114. Lindsey, D.P. The effects of an interspinous implant on the kinematics of the instrumented and adjacent levels in the lumbar spine / D.P. Lindsey, K.E. Swanson, P. Fuchs, K.Y. Hsu, J.F. Zucherman, S.A. Yerby // Spine – 2003. – Vol. 28. – No. 19. – P. 2192-2197.

115. Long, D. Persistent back pain and sciatica in the United States: patient characteristics / D. Long, M. BenDebba, W. Torgenson // *Journal of Spinal Disorders*. – 1996. – Vol. 9 (1). – P. 40-58.
116. Lonstein, J.E. Complications associated with pedicle screws // J.E. Lonstein, F. Denis, J.H. Perra, et al. // *J Bone Joint Surg Am*. – 1999. – Vol. 81. – P. 1519-1528.
117. Lotz, J.C. Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: an in vivo mouse model and finite-element study / J.C. Lotz, O.K. Colliou, J.R. Chin, N.A. Duncan, E. Liebenberg // *Spine*. – 1998. – Vol. 23. – P. 2493-2506.
118. Lotz, J.C. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading // J.C. Lotz, J.R. Chin// *Spine*. – 2000. – Vol. 25. – P. 1477-1483.
119. Markolf, K.L. The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces / K.L. Makolf, J.M. Morris // *J Bone Joint Surg Am*. – 1974. – Vol. 56. – No. 4. – P. 675-687.
120. Mascarenhas, A.A. Clinical and radiological instability following standard fenestration discectomy / A.A. Mascarenhas, I. Thomas, G. Sharma // *Indian J Orthop*. – 2009. – Vol. 43. – No. 4. – P. 347–351.
121. Masferrer, R. Efficacy of pedicle screw fixation in the treatment of spinal instability and failed back surgery: a 5-year review / R. Masferrer, C.H. Gomez, D.G. Karahalios, V.K. Sonntag // *J. Neurosurg*. – 1998. - Vol. 89 (93). – P. 371 -377.
122. Meakin, J.R. Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc / J.R. Meakin, D.WL Hukins // *J Biomech*. – 2000. – Vol. 33. – P. 575-580.

123. Mimura, M. Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine / M. Mimura, M.M. Panjabi, T.R. Oxland, J.J. Crisco, I. Yamamoto, A. Vasavada // *Spine*. – 1994. – Vol. 19. – P. 1371-1380.
124. Miyasaka, K. Radiographic analysis of lumbar motion in relation to lumbosacral stability / K. Miyasaka, K. Ohmori, K. Suzuki, H. Inoue // *Spine*. – 2000. – Vol. 25. – P. 732-737.
125. Modic, M.T. Imaging of degenerative disk disease / M.T. Modic, T.J. Masaryk, J.S. Ross, J.R. Carter // *Radiology*. – 1988. – Vol. 168. – P. 177-186.
126. Modic, M.T. Degenerative disk disease: assessment of changes in vertebral body marrow with MR imaging / M.T. Modic, P.M. Steinberg, J.S. Ross et al. // *J Radiology*. – 1988. – Vol. 166. – No. 1. – P. 193-199.
127. Moore, R.J. Does plate fixation prevent disc degeneration after a lateral annulus tear? / R.J. Moore, J.M. Latham, B. Vernon-Roberts, R.D. Fraser // *Spine*. – 1994. – Vol. 19. – P. 2787-2790.
128. Morris, A. Identifying workers at risk to back injury is not guesswork / A. Morris // *Occup Health Saf.* – 1985. – Vol. 54. – P. 16–20.
129. Mulholland, R.C. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization / R.C. Mulholland, D.K. Sengupta // *Eur Spine J.* – 2002. – Vol. 11 (suppl. 2). – P. S198-S205.
130. Murata, M. Lumbar disc degeneration and segmental instability: a comparison of magnetic resonance imaging and plain radiographs of patients with low back pain / M. Murata, Y. Morio, K. Kuranobu // *Arch Orthop Trauma Surg.* – 1994. – Vol. 113. – P. 297–301.
131. Myklebust, J.B. Tensile strength of spinal ligaments / *Spine*. – 1988. – Vol. 13. – P. 526-531.
132. Nachemson, A.L. Advances in low-back pain / A.L. Nachemson // *Clin Orthop.* – 1985. – Vol. 200. – P. 266–278.

133. Nachemson, A.L. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments: influence of age, sex, disc level, and degeneration / A.L. Nachemson, A.B. Schultz, M.H. Berkson // *Spine*. – 1979. – Vol. 4. P. 1-8.
134. Nagi, S.Z. A social epidemiology of back pain in a general population / S.Z. Nagi, L.E. Riley, L.G. Newby // *J Chron Dis*. – 1973. – Vol. 26. – P. 769–779.
135. Newman, P.H. The etiology of spondylolisthesis / P.H. Newman, K.H. Stone // *J Bone Joint Surg Br*. – 1963. – Vol. 45. – P. 39-59.
136. Nockels, R. Dynamic stabilization in the surgical management of painful lumbar spinal disorders / R. Nockels // *Spine*. – 2005. – Vol. 30 (16). – P. S68-72.
137. Neufeld, J.H. Induced narrowing and back adaptation of lumbar intervertebral discs in biomechanically stressed rats // J.H. Neufeld // *Spine*. – 1992. – Vol. 17. – P. 811-816.
138. Olsweaki, J.M. Biomechanical analysis of facet and graft loading in a Smith-Robinson type cervical spine model // J.M. Olsweaki, R.A. Garvey, M.J. Schendel // *Spine*. – 1994. – Vol. 19. – P. 2540-2544.
139. Panjabi, M.M. Clinical spinal instability and low back pain / M.M. Panjabi // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2003. – Vol. 13. – P. 371-379.
140. Panjabi, M.M. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine / M.M. Panjabi, M.H. Krag, T.Q. Chung // *Spine*. – 1984. – Vol. 9. – No. 7. – P. 707-713.
141. Panjabi, M.M. Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine / M.M. Panjabi, M.H. Krag, A.A. White 3rd, W.O. Southwick // *Orthop Clin North Am*. – 1977. – Vol. 8. – P. 181-192.
142. Panjabi, M.M. Spinal stability and intersegmental muscle forces: a biomechanical model / M.M. Panjabi, K. Abumi, J. Duranceau, et al. // *Spine*. – 1989. – Vol. 14. – P. 194-200.

143. Panjabi, M.M. The stabilizing system of the spine. II. Neutral zone and instability hypothesis / M.M. Panjabi // J Spinal Disord. – 1992. – Vol. 5. – P. 390-396.
144. Panjabi, M.M. Clinical spinal instability and low back pain / M.M. Panjabi // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2003. – Vol. 13. – P. 371-379.
145. Park, P. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature / P. Park, H.J. Garton, V.C. Gala, et al. // Spine. – 2004. – Vol. 29. – P. 1938-1944.
146. Park, S.H. Minimally invasive anterior lumbar interbody fusion followed by percutaneous translaminar facet screw fixation in elderly patients // S.H. Park, W.M. Park, C.W. Park, et al. // J Neurosurg. Spine. – 2009. – Vol. 10. – No. 6. – P. 610-616.
147. Pfirrmann, C.W. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration / C.W. Pfirrmann, A. Metzdorf, M. Zanetti et al. // Spine. – 2001. – Vol. 26. – № 17. – P. 1873-1878.
148. Phillips, F.M. Biomechanics of posterior dynamic stabilizing device (DIAM) after facetectomy and discectomy / F.M. Phillips, L.I. Voronov, I.N. Gaitanis, G. Carandang, R.M. Havey, A.G. Patwardhan // Spine J. – 2006. – Vol. 6. – No. 6. – P. 714-722.
149. Pihlajamäki, H. Complications of transpedicular lumbosacral fixation for non-traumatic disorders / H. Pihlajamäki, P. Myllynen, O. Bostman // J Bone Joint Surg Br. – 1997. – Vol. 79. – P. 183-189.
150. Pitkanen, M.T. Segmental lumbar spine instability at flexion-extension radiography can be predicted by conventional radiography / M.T. Pitkanen, H.I. Manninen, K.A. Lindgren, T.A. Sihvonen et al. // Clin Radiol. – 2002. – Vol. 57. – P. 632– 639.
151. Pope, M.H. Biomechanical definition of spinal instability / M.H. Pope, M.M. Panjabi // Spine. – 1985. – Vol. 10. – P. 255-256.

152. Pope, M.H. Biomechanics of the lumbar spine / M.H. Pope // *Ann Med.* – 1989. – Vol. 21. – No. 5. – P. 347-351.
153. Posner, I. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine / I. Posner, A.A. White, W.T. Edwards, W.C. Hayes // *Spine.* – 1982. – Vol. 7. – P. 374-389.
154. Pullter Gunne, A.F. Incidence, prevalence, and analysis of risk factors for surgical site infection following adult spinal surgery / A.F. Pullter Gunne, D.B. Cohen // *Spine.* – 2009. – Vol. 34. – No. 13. – P. 1422-1428.
155. Putzlier, M. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse. Nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone / M. Putzlier, S.V. Schneider, J.F. Funk et al. // *Spine.* – 2005. – Vol. 30 (5). – P. E109-114.
156. Resnick D.K. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 8: lumbar fusion for disc herniation and radiculopathy / Daniel K. Resnick, Tanvir F. Choudhri, Andrew T. Dailey, Michail W. Groff et al. // *J Neurosurg: Spine.* – 2005. – Vol. 2. – P. 673-678.
157. Richards, J.C. The treatment mechanism of an interspinous process implant for lumbar neurogenic intermittent claudication / J.C. Richards, S. Majumdar, D.P. Lindsey, G.S. Beaupré, S.A. Yerby // *Spine.* – 2005. – Vol. 30. – No. 7. – P. 744-749.
158. Richter, M. Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro / M. Richter, H.J. Wilke, P. Kluger, L. Claes, W. Puhl // *Eur Spine J.* – 2000. – Vol. 9. – P. 104-108.
159. Rissanen, P.M. Comparison of pathologic changes in intervertebral discs and interspinous ligaments of the lower part of the lumbar spine in the light of autopsy findings / *Acta Orthop Scandinav.* – 1964. – Vol. 34. – No. 1. – P. 54-65.
160. Rohlmann, A. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behavior of a lumbar motion segment using the finite element method

/ A. Rohlmann, T. Zander, H. Schmidt, H.J. Wilke // J Biomech. – 2006. – Vol. 39. – P. 2484-2490.

161. Schnake, K.J. Mechanical concepts for disc regeneration / K.J. Schnake, M. Putzier, N.P. Haas, F. Kandziora // Eur Spine J. – 2006. – Vol. 15 (suppl. 3). – P. S354-S360.

162. Senegas, J. Widening of the lumbar vertebral canal as an alternative to laminectomy in the treatment of lumbar stenosis / J. Senegas, J.P. Etchevers, J.M. Vital, D. Baulny, F. Grenier // Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l'Appareil Moteur. – 1988. – Vol. 74. – No. 1. – P. 15-22.

163. Senegas, J. La ligamentoplastie intervertébrale, alternative à l'arthrodèse dans le traitement des instabilités dégénératives / J. Senegas // Acta Orthop Belg. – 1991. – Vol. 57 (suppl.1). – P. 221-226.

164. Senegas, J. Long-term actuarial survivorship analysis of an interspinous stabilization system / J. Senegas, J.M. Vital, V. Pointillart, P. Mangione // Eur Spine J. – 2007. – Vol. 16. – No.8 – P. 1279-1287.

165. Sengupta, D.K. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain / D.K. Sengupta // Orthop Clin North Am. – 2004. – Vol. 35. – P. 43-56.

166. Sharma, M. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability / M. Sharma, N.A. Langrana, J. Rodriguez // Spine. – 1995. – Vol. 20. P. 887-900.

167. Shepperd, J.A.N. Percutaneous and minimal intervention spinal fusion / J.A.N. Shepperd // In: Arthroscopic microdiscectomy. – 1991. – P. 127-130.

168. Soini, J. Disc degeneration and angular movement of the lumbar spine comparative study using plain and flexion-extension radiography and discography / J. Soini, I. Antti-Poika, K. Tallroth, Y.T. Kontinen, V. Honkanen, S. Santavirta // J Spinal Disord.- 1991. – Vol. 4. – P. 183–187.

169. Solomonow, M. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine / M. Solomonow, B.H. Zhou, M. Harris, et al. // Spine. – 1998. – Vol. 23. – P. 2552-2562.

170. Solomonow, M. Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissues / M. Solomonow, R.V. Baratta, B.H. Zhou, E. Burger, A. Zieske, A. Gedalia // *J Electromyogr Kinesiol.* – 2003. – Vol. 13. – No. 4. – P. 381-396.
171. Spengler, D.M. Back injuries in industry: A retrospective study. I. Overview and cost analysis / D.M. Spengler, S.J. Bigos, N.A. Martin et al. // *Spine.* – 1986. – Vol. 11. – P. 241–245.
172. Surace, M.F. Lumbar spinal stenosis treatment with a percutaneous interspinous system / *European Spine Journal.* – 2012. – Vol. 21. – Suppl. 1. – P. S69-S74.
173. Swanson, K.E. The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures / K.E. Swanson, D.P. Lindsey, K.Y. Hsu, J.F. Zucherman, S.A. Yerby // *Spine.* – 2003. – Vol. 28. – No. 1. – P. 26-32.
174. Tanaka, N. The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine / N. Tanaka, H.S. An, T.H. Lim, A. Fujiwara, C.H. Jeon, V.M. Haughton // *Spine J.* – 2001. – Vol. 1. – P. 47-56.
175. Taylor, J. Technical and anatomical considerations for the placement of a posterior interspinous stabilizer / In: H. Michael Mayer // *Minimally invasive spine surgery, second edition. A surgical manual* Springer. – Berlin: Heidelberg, 2006. – P. 466-475.
176. Thongtrangan, I. Minimally invasive spinal surgery: a historical perspective / I. Thongtrangan, L. Hoang, J. Park, D.H. Kim // *Neurosurg Focus.* – 2004. – Vol. 16. – No. 1. – P. 1-10.
177. Touliatos, A.S. Post-discectomy perineural fibrosis: Comparison of conventional versus microsurgical techniques / A.S. Touliatos, P.N. Soucacos, A.E. Beris // *Microsurgery.* – 1992. – Vol. 13. – P. 192-194.
178. Tsai, K. A biomechanical evaluation of an interspinous device (Coflex) used to stabilize the lumbar spine / K. Tsai, H. Murakami, G.L. Lowery,

W.C. Hutton // Journal of Surgical Orthopaedic Advances. – 2006. – Vol. 15 – No. 3. – P. 167-172.

179. Unglaub, F. Controlled distraction as a therapeutic option in moderate degeneration of the intervertebral disc – an in vivo study in the rabbit-spine model / F. Unglaub, T. Guehring, G. Omlor, H. Lorenz, C. Carstens Kroeber M.W. // Z Orthop. – 2006. – Vol. 144. – P. 68-73.

180. Unglaub, F. Stimulation of degenerative changes in the intervertebral disc through load in an animal model / F. Unglaub, H. Lorenz, A. Nerlich, W. Richter, M.W. Kroeber // Z Orthop. – 2003. – Vol. 141. – P. 412-417.

181. Van Meirhaeghe, J. Clinical evaluation of the preliminary safety and effectiveness of a minimally invasive interspinous process device APERIUS in degenerative lumbar spinal stenosis with symptomatic neurogenic intermittent claudication / J. Van Meirhaeghe, P. Fransen, D. Morelli, N.J. Craig, G. Godde, A. Mihalyi, F. Collignon // Eur Spine J. – 2012. – Vol. 21. – No. 12. – P. 2565-2572.

182. Verhoof, O.J. High failure rate of the interspinous distraction device (X-Stop) for the treatment of lumbar spinal stenosis caused by degenerative spondylolisthesis / O.J. Verhoof, J.L. Bron, F.H. Wapstra, B.J. Van Royen // European Spine Journal. – 2008. – Vol. 17. – No. 2. – P. 188-192.

183. Vogt M.T. Lumbar olisthesis and lower back symptoms in elderly white women: the study of osteoporotic fractures / M.T. Vogt, D. Rubin, R.S. Valentin, et al. // Spine. – 1998. – Vol. 23. – P. 2640–2647.

184. Wan, Z. Biomechanical evaluation of the X-stop device for surgical treatment of lumbar spinal stenosis / Z. Wan, S. Wang, M. Kozánek et al. // Journal of Spinal Disorders and Techniques. – 2012. – Vol. 25. – No. 7. – P. 374-378.

185. Weiler, P.J. Analysis of sagittal plane instability of the lumbar spine in vivo / P.J. Weiler, P. Eng, K.J. King, S.D. Gertbein // Spine. – 1990. – Vol.15. – P. 1300-1306.

186. White, A.A. Clinical biomechanics of the spine, / A.A. White, M.M. Panjabi. - 2nd edition. - JB Lippincott, Philadelphia, PA, 1990.

187. Wilke, H. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure / H. Wilke, J. Drumm, K. Häussler, C. MacK, W.I. Steudel, A. Kettler // *European Spine Journal*. – 2008. Vol. 17. – No. 8. – P. 1049-1056.
188. Williams, M. Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion // *Spine*. – 2000. – Vol. 25. – P. 2916-2924.
189. Wiseman, C.M. The effect of an interspinous process implant on facet loading during extension / C.M. Wiseman, D.P. Lindsey, A.D. Fredrick, S.A. Yerby // *Spine*. – 2005. – Vol. 30. – No. 8. – P. 903-907.
190. Yue, J.J. Motion Preservation Surgery of the Spine. Advanced Techniques and Controversies / J.J. Yue, R. Bertagnoli, P.C. McAfee, H.S. An. - Philadelphia, PA.: Elsevier, 2008. – P.791.
191. Zheng, S. The effects of a new shape-memory alloy interspinous process device on the distribution of intervertebral disc pressures in vitro / S. Zheng, Q. Yao, L. Cheng et al. // *Journal of Biomedical Research*. – 2010. – Vol. 24. – No. 2. – P. 115–123.
192. Zucherman, J.F. A multicenter, prospective, randomized trial evaluating the X STOP interspinous process decompression system for the treatment of neurogenic intermittent claudication: two-year follow-up results / J.F. Zucherman, K.Y. Hsu, C.A. Hartjen et al. // *Spine*. – 2005. – Vol. 30. – No. 12. – P. 1351-1358.

ПРИЛОЖЕНИЕ

СПИСОК ПАЦИЕНТОВ

№ п/п	Ф.И.О.	Пол	Возраст	№ истории болезни
1.	А-ва А.А.	Ж	54	2545-13
2.	А-ов М.Б.	М	35	822-14
3.	Б-ов С.Т.	М	35	495-13
4.	В-ев Г.А.	М	60	1287-13
5.	В-ва В.Е.	Ж	37	795-14
6.	В-ов В.Н.	М	52	1296-13
7.	Е-ко В.В.	М	62	288-14
8.	Ж-ая Г.Е.	Ж	51	383-13
9.	З-ва С.В.	Ж	65	532-13
10.	З-ов И.Н.	М	48	2898-13
11.	К-на З.А.	Ж	28	1258-14
12.	К-ев А.Л.	М	48	2570-13
13.	Л-ва Э.Р.	Ж	17	2794-12
14.	М-та О.П.	Ж	30	538-14
15.	М-ва М.А.	Ж	16	2670-13
16.	М-ва И.Н.	Ж	51	212-14
17.	М-ва Н.В.	Ж	64	1358-13
18.	М-ва А.Р.	Ж	52	1435-14
19.	М-ва Г.З.	Ж	41	1007-14
20.	Н-ва М.И.	Ж	66	631-13
21.	П-ва Л.Н.	Ж	65	1712-14
22.	П-ва В.В.	Ж	70	1348-14
23.	П-ва В.В.	Ж	48	2281-13
24.	П-на О.В.	Ж	38	2799-13

25.	П-ва С.Н.	Ж	33	2876-12
26.	Р-ов В.А.	М	58	1395-14
27.	С-ва О.А.	Ж	39	2445-13
28.	С-ва Н.А.	Ж	34	1682-14
29.	С-ко Г.И.	М	63	559-14
30.	Т-ев Г.Ю.	М	66	2405-14
31.	Т-ов А.Л.	М	49	52-14
32.	Х-ва Л.С.	Ж	54	1351-14
33.	Ц-ов В.М.	М	64	259-14
34.	Ч-ва Е.В.	Ж	63	1012-14
35.	Ш-ко Е.Р.	М	26	1788-14

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2445948

**УСТРОЙСТВО ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ
ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СГИБАНИЯ ПОЯСНИЧНОГО
ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА ВО ВРЕМЯ ОПЕРАТИВНЫХ
ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ЕГО СТРУКТУРАХ**

Патентообладатель(ли): *Орлов Владимир Петрович (RU), Мануковский Вадим Анатольевич (RU), Гайворонский Алексей Иванович (RU), Назаров Александр Сергеевич (RU), Макеев Борис Лаврович (RU), Долгова Ирина Борисовна (RU), Панов Павел Борисович (RU), Несмеянов Анатолий Александрович (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2010122955

Приоритет изобретения **04 июня 2010 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации **27 марта 2012 г.**

Срок действия патента истекает **04 июня 2030 г.**



Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Б.П. Симонов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2514121

**ФИКСАТОР ДЛЯ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ СВЯЗОЧНЫХ И
КОСТНЫХ СТРУКТУР ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ
ЛАМИНОПЛАСТИКЕ**

Патентообладатель(ли): *Закрытое Акционерное Общество
"КИМПФ" (RU)*

Автор(ы): *с.м. на обороте*

Заявка № 2013104157

Приоритет изобретения **01 февраля 2013 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре
изобретений Российской Федерации **25 февраля 2014 г.**

Срок действия патента истекает **01 февраля 2033 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Б.П. Симонов



РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2557918

СПОСОБ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ ПУЛЬПОЗНОГО ЯДРА
МЕЖПОЗВОНКОВОГО ДИСКА

Патентообладатель(ли): *Федеральное государственное бюджетное учреждение "Российский научно-исследовательский нейрохирургический институт имени профессора А.Л. Поленова" Министерства здравоохранения Российской Федерации (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2014127674

Приоритет изобретения **07 июля 2014 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации **30 июня 2015 г.**

Срок действия патента истекает **07 июля 2034 г.**

Врио руководителя Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Л.Л. Кирий

