

Министерство здравоохранения Российской Федерации
Государственное бюджетное образовательное учреждение дополнительного
профессионального образования
**РОССИЙСКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ ПОСЛЕДИПЛОМНОГО
ОБРАЗОВАНИЯ**
(ГБОУ ДПО РМАПО Минздрав России)

На правах рукописи

Джахаф Мохаммед Тахер Хасан

**Профилактика развития синдрома смежного уровня при задней фиксации
поясничного отдела позвоночника**
14.01.15 - Травматология и ортопедия

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
Макиров Серик Калиулович
доктор медицинских наук, профессор

Москва 2016 г.

Список сокращений	3
Введение	4
Актуальность проблемы	4
Глава 1. Обзор литературы	11
1.1. Классификация	11
1.2. Этиология и патогенез	13
1.3. Биомеханика поясничного отдела позвоночника.....	15
1.3.1. Дегенерация и нестабильность.....	17
1.4. Биомеханические аспекты сагиттального позвоночно-тазового баланса.....	20
1.5. Рентгенологические признаки ССУ	28
1.6. Динамическая фиксация и синдром смежного уровня	30
Глава 2. Динамическая фиксация в профилактике синдрома смежного уровня	35
2.1. Межостистые спейсеры	35
2.2. Транспедикулярные динамические системы.....	39
2.3. Системы тотальной фасеточной артропластики	57
Глава 3. Методика оценки параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса	60
3.1. Материалы и методы.....	61
3.2. Результаты.....	65
3.3. Обсуждение.....	69
Глава 4. Сагиттальный баланс и синдром смежного уровня	79
4.1. Материалы и методы.....	82
4.2. Результаты.....	83
4.3. Обсуждение.....	86
Глава 5. Практическое применение методики оценки сагиттального баланса	92
4.1. Клинические примеры	97
Заключение	105
Выводы	111
Список литературы	113

Список сокращений

c – длина хорды;

h – высота сегмента;

L – длина дуги окружности;

LSB – Позвоночно-крестцовый баланс;

ODI – Освестровский вопросник нарушения жизнедеятельности;

OVH S1 – выступ крестца;

PI – угол наклона таза;

PT – наклон таза;

r – радиус окружности;

SD – угол отклонения крестца;

SS – наклон крестца;

ST – угол наклона крестца;

VAS – визуальная аналоговая шкала;

α – центральный угол сегмента окружности;

β – угол лордоза;

ПСС – поясничный спинальный стеноз;

ССУ – синдром смежного уровня.

Введение **Актуальность проблемы**

За последние 50 лет спондилодез стал стандартной операцией, широко применяемой в мире, для лечения большинства патологических состояний позвоночного столба. Одним из наиболее очевидных недостатков спондилодеза являются биомеханические изменения, индуцированные на уровне смежных двигательных сегментов. [2,6,7,10,21].

Синдром смежного уровня (ССУ) – это долгосрочное ятрогенное осложнение спондилодеза, включающее в себя дегенерацию межпозвонкового диска, гипертрофию фасеточных суставов и спинальный стеноз [156].

Инструментарный тораколумбальный спондилодез нашел широкое применение для сдерживания прогрессирования и коррекции дегенеративных изменений позвоночного столба у пациентов различных возрастных групп. В ряде проспективных рандомизированных исследований декомпрессия и заднелатеральная фиксация являлись основными вариантами хирургического лечения дегенеративного спондилолистеза. С учетом высоких клинических показателей, ассоциированных с данной методикой, изучение долгосрочных результатов отошло на второй план [75].

Однако в связи с тем, что последнее время поясничный спондилодез стал все чаще применяться у молодых пациентов, а так же в связи с расширением показаний к спондилодезу вплоть до болевого синдрома в поясничном отделе позвоночника, частота успешных исходов лечения начала снижаться. Эти факторы способствовали повышению интереса вертебрологов к состоянию смежных сегментов.

Факт развития ССУ после выполнения спондилодеза известен достаточно хорошо. Частота развития ССУ варьирует в диапазоне 5-20% в зависимости от сроков наблюдения и характера проводимых оперативных вмешательств [156], а частота повторных операций после выполнения спондилодеза составляет от 25 - 35% за десятилетний период. Из-за столь высокой частоты повторных операций,

ССУ является главной движущей силой в развитии технологий динамической стабилизации. Не смотря на то, что факт возникновения ССУ после спондилодеза не подлежит сомнению, этиология возникновения заболевания недостаточно ясна. Множество авторов считают, что ССУ возникает в результате прогрессирования основного заболевания. Другие полагают, что ССУ является в большей степени ятрогенным процессом и вторичным по отношению к биомеханическим стрессовым нагрузкам, возникающим в смежном уровне после спондилодеза. Кроме того, имеются существенные разногласия относительно классификации данной патологии, корреляции рентгенологических изменений и клинической картины, а так же способах профилактики.

Цель исследования

Улучшение результатов хирургического лечения дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника путем математического расчета оптимального сагиттального баланса.

Задачи исследования

1. Определить количественные оценки «пояснично-крестцовый баланс» с точки зрения геометрических аспектов;
2. Разработать методику количественной оценки пояснично-крестцового баланса;
3. Оценить сагиттальный баланс у пациентов с развившимся синдромом смежного уровня;
4. Оценить результаты лечения пациентов после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника с точки зрения сохранения оптимального сагиттального пояснично-крестцового баланса.

Научная новизна

Доказано, что поясничный лордоз является частью дуги окружности и определяется рядом геометрических параметров. Соотношение геометрических и ана-

томических параметров поясничного лордоза и крестца являются определяющими для количественной оценки пояснично-крестцового баланса.

Разработана простая, надежная и объективная методика количественной оценки пояснично-крестцового баланса, обладающая высокой чувствительностью и специфичностью для прогнозирования развития и выявления синдрома смежного уровня (патент на изобретение № 2578907).

Предложенная методика позволяет с высокой точностью выявлять нарушения пояснично-крестцового баланса при рутинном обследовании. Впервые получена достоверная количественная связь между развитием синдрома смежного уровня и нарушением пояснично-крестцового баланса.

Разработан программный код для ЭВМ, позволяющий осуществлять предоперационное планирование для восстановления нормального сагиттального баланса у пациентов во время выполнения транспедикулярной фиксации позвоночника, как метод профилактики развития синдрома смежного уровня;

Впервые в русскоязычной литературе выполнен подробный анализ устройств динамической стабилизации поясничного отдела позвоночника: определены показания к использованию, приведены данные клинических испытаний и частота развития осложнений для фиксаторов различного типа.

Теоретическая значимость работы

Теоретическая значимость работы заключается в научном обосновании геометрического определения поясничного лордоза как части дуги окружности, что позволило создать дополнительный геометрический параметр для описания данной биомеханической системы – центральный угол сегмента окружности.

Аналогичным образом были получены и обоснованы геометрические параметры крестца, описывающие его равновесное положение в декартовой системе координат: угол наклона и угол отклонения крестца.

Для оценки «сагиттального пояснично-крестцового баланса» использовалась математическая разность коэффициентов отношения указанных параметров в пределах одной анатомической области (поясничный отдел позвоночника и крестец), показавшая значимую связь с развитием синдрома смежного уровня, что

вносит существенный вклад в дальнейшее изучение данного заболевания за счет получения связанного с ним количественного признака.

Обоснованы элементы изложения выдвинутой теории: коэффициенты отношения угловых величин поясничного отдела позвоночника и крестца, геометрическая аппроксимация поясничного лордоза, формула расчета параметра «Пояснично-крестцовый баланс».

Практическая значимость

Практическая значимость работы заключается в разработке и внедрении в клиническую практику способа, количественной оценки сагиттального пояснично-крестцового баланса, не имеющего аналогов в мировой литературе. Предложенный способ обладает высокой точностью, чувствительностью и специфичностью для прогнозирования развития синдрома смежного уровня.

В основе способа лежат достоверные количественные критерии, характеризующие соотношения геометрических и анатомических параметров внутри одной анатомической области скелета (поясничного отдела позвоночника и крестца), составляющих единую биологическую систему.

Способ является простым, доступным, не требующим выполнения сложных математических действий или специальных методов исследования, что позволяет использовать методику в медицинских учреждениях различного типа и степени оснащенности.

На основе предложенного способа разработан диагностический инструмент, позволяющий не только выявлять нарушение пояснично-крестцового баланса у пациентов до операции, но и производить предоперационное планирование, оценку возможности и моделирование интраоперационной коррекции выявленных нарушений.

Теоретическая основа исследования

Теоретической базой настоящего исследования послужили труды отечественных и зарубежных специалистов в области хирургии позвоночника, в част-

ности: по теории развития синдрома смежного уровня [75,80,130,142]; по теории биомеханических нарушений при синдроме смежного уровня [59,193]; по теории дегенеративного каскада [114]; по теории нестабильности позвоночного сегмента [12,76] и по теории биомеханических позвоночно-тазовых параметров [15,68,128,138].

Методология и методы диссертационного исследования

Методологической базой исследования являются системный и сравнительный анализ, анализ причинно-следственных связей, корреляционный анализ, непараметрический статистический метод сравнения, метод доверительных интервалов, группировка, наблюдение, а так же использование индуктивного и дедуктивного методов научного познания.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Научно обосновано, что применение различных методов динамической стабилизации не гарантирует отсутствие различных осложнений, как в раннем, так и в позднем послеоперационном периоде, включая развитие синдрома смежного уровня;
2. Поясничный лордоз является частью дуги окружности и описывается рядом геометрических параметров. Соотношение геометрических и анатомических параметров поясничного лордоза и крестца являются определяющими для количественной оценки пояснично-крестцового баланса;
3. Параметр сагиттальный пояснично-крестцовый баланс (LSB) – является модулем математической разности между поясничным и крестцовым коэффициентами. Поясничный коэффициент (K_l) – это отношение величины угла лордоза к величине центрального угла сегмента окружности. Крестцовый коэффициент (K_s) – это отношение угла наклона крестца к углу отклонения крестца;
4. Метод количественной оценки сагиттального пояснично-крестцового баланса обладает высокой чувствительностью и специфичностью в диагностике и про-

гнозировании развития синдрома смежного уровня, а так же дегенеративных заболеваний позвоночного столба.

Степень достоверности и апробация результатов исследования

Степень достоверности результатов проведенных исследований определяется измерениями 5 радиологических параметров пояснично-крестцового отдела позвоночника (3 угловых и 2 линейных величины) у 210 пациентов, что суммарно составляет 1050 измерений. Для повышения уровня достоверности и снижения абсолютной погрешности все измерения выполнялись трижды, после чего рассчитывалось среднее арифметическое значение каждого измеренного показателя. Расчет ряда геометрических параметров выполнялся автоматически при помощи геометрических формул, следующих из геометрии окружности и круга.

Анализ отдаленных результатов оперативного лечения пациентов выполнялся посредством личного контакта с пациентами и анализа снимков, давность которых не превышала 1 месяца до дня осмотра.

Все исследования были выполнены с использованием официально утвержденных методик и одобрены этическим комитетом ГБОУ ДПО РМАПО Минздрава России (заключение экспертной комиссии от 03 марта 2014г.).

Материалы исследования внедрены в деятельность отделений ортопедии (вертебрологии) федерального государственного учреждения здравоохранения Центральная клиническая больница Российской академии наук (ЦКБ РАН) и в учебный процесс кафедры травматологии и ортопедии. ГПОУ РМАПО Минздрава России. Данный факт подтвержден актом внедрения результатов исследования.

Основные положения диссертационной работы доложены и обсуждены на:

- Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Риски и осложнения в современной травматологии и ортопедии» Омск. 2015;
- VI-ой ежегодной научно-практической конференции «Современная медицина: традиции и инновации» 2015 года в РМАПО.
- VI-ой международной конференции Science4Health. Москва. 2015.

По материалам диссертации опубликовано 7 научных работ, в том числе 3 статьи, опубликованные в научных рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК, одна - в иностранном рецензируемом журнале и получено положительное решение о выдаче Патента на изобретение «Способ оценки параметров сагиттального пояснично-крестцового баланса позвоночника» (патент на изобретение № 2578907 от 01 марта 2016г.).

Соответствие диссертационной работы паспорту научной специальности

В соответствии с формулой специальности 14.01.15 - «Травматология и ортопедия (медицинские науки)», охватывающей проблемы изучения этиологии, патогенеза, разработки и усовершенствования методов диагностики и профилактики заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата, в диссертационном исследовании разработан метод диагностики нарушений сагиттального пояснично-крестцового баланса, нарушения которого являются основной причиной развития синдрома смежного уровня. Разработанный метод позволяет дать количественную оценку сагиттальному пояснично-крестцовому балансу, определить степень его нарушений, а так же прогнозировать развитие синдрома смежного уровня в отдаленной перспективе, благодаря чему выработать оптимальную лечебную тактику индивидуально для каждого пациента.

Глава 1. Обзор литературы

1.1. Классификация

«Синдром смежного уровня», «синдром смежного сегмента», «дегенерация смежного сегмента» – все эти термины используются для описания дегенеративных изменений позвоночного столба, возникающих в отдаленном периоде после реконструктивных операций. В научной литературе термин «Синдром смежного уровня» (далее ССУ) используется для описания различных, в том числе ряда схожих, недостаточно изученных патологических состояний. Под словом «смежный» понимается как непосредственно над- и под - лежащий сегменты позвоночного столба, так и сегмент, находящийся выше уровня стабилизации. Под дегенеративными изменениями, в свою очередь, понимается широкий круг патологических процессов: формирование остеофитов, дегенерация межпозвонкового диска, спинальный стеноз, сегментарная нестабильность, артроз фасеточных суставов или выраженная структурная деформация (кифоз или сколиоз). Таким образом, не смотря на то, что ССУ является часто используемым термином, его описание является не точным.

Нам не удалось найти какой-либо официальной классификации или диагностической системы ССУ поясничного отдела позвоночника в базах данных доказательной медицины. Однако было найдено 2 классификационные системы ССУ шейного отдела позвоночника, основанных на различных показателях.

Hilibrand с соавт. [95] предложил систему радиологической оценки дегенеративных изменений в смежном уровне. Система была предложена как часть ретроспективного исследования, посвященного изучению прогрессирования симптомов ССУ после переднего шейного спондилодеза по поводу остеохондроза в сочетании с радикулопатией или миелопатией. Данная система оценки позволила авторам дать качественную оценку степени дегенерации межпозвонкового диска в смежном уровне, основываясь на данных рентгенограмм, МРТ и КТ. Степень дегенерации межпозвонкового диска определялась на основании сужения дискового пространства и/или наличия остеофитов на рентгенограммах; изменения

сигнала от дискового пространства; и/или выявления грыжи диска с/без компрессии нервного корешка на МРТ, КТ или миелографии. Степень варьировала от 1 (отсутствие изменений) до 4 (выраженные изменения).

Park с соавт. [156] предложили классификационную систему оссификации смежного уровня, впервые описанную как часть ретроспективного когортного исследования. Было проведено обследование пациентов, которым выполнялся изолированный артродез шейного отдела позвоночника, на предмет оссификации пространства обоих дисков смежного сегмента, используя предложенную систему. Радиологические критерии оссификации основывались на данных стандартных рентгенограмм и оценивались по 4-балльной шкале от 0 (отсутствие оссификации) до 3 (полное замыкание).

По данным литературных источников [119] было найдено 24 системы оценки тяжести дегенеративных изменений межпозвонкового диска при ССУ. Из них для оценки изменений при ССУ применялись: в 4 исследованиях – UCLA, в 3 исследованиях – шкала JOA, в 1 исследовании – шкала Kellgren-Lawrence, в 2 исследованиях – изменения Modic, и в 1 исследовании – балльная радиологическая система Weiner. Ни в одном исследовании не было применено 19 других предложенных систем оценки. Кроме того, ни в одном исследовании данные системы оценки не были применены к ССУ в поясничном отделе позвоночника.

Нам не удалось найти ни одного исследования, посвященного изучению предсказательной валидности и надежности предложенных классификационных систем или систем оценки тяжести ССУ, описанных выше.

Для того чтобы оценить, из чего складывается определение синдрома смежного уровня в различных литературных источниках, Kraemer с соавт. [119] отобрали 67 исследований, в которых давалось определение ССУ или дегенеративным изменениям. Авторы выделили 4 общих компонента, из которых складывалось определение понятия "синдром смежного уровня": анатомический, биомеханический, клинический и инструментальная оценка тяжести и отобрали ряд критериев для каждого компонента. Под критериями понимались термины, связанные с тем или иным компонентом. Затем, была проведена оценка процентного со-

держания каждого критерия в отобранных статьях. Авторы пришли к выводу, что наиболее часто в определении ССУ используются анатомические термины, синонимичные понятию "дегенеративные изменения межпозвонкового диска".

1.2. Этиология и патогенез

В настоящее время, возникновение синдрома смежного уровня связывают с прогрессированием имеющихся дегенеративных изменений позвоночного столба вследствие изменения биомеханических нагрузок на смежный сегмент в результате спондилодеза [1].

В радиологическом исследовании, определяющем уровень стрессовых нагрузок, Stokes с соавт. [179] отмечали компенсаторное повышение объема движений смежного сегмента в поясничном отделе позвоночника на функциональных рентгенограммах после поясничного спондилодеза.

Gillet с соавт. [80] оценивал состояние смежного сегмента у однородной группы пациентов в сроки до 14 лет после спондилодеза. Отдаленные результаты собирались в сроки от 2 до 15 лет; у 75% результаты были оценены не менее чем через 5 лет: у 41% имелись признаки повреждения смежного сегмента, 20% требовалась повторная операция по расширению спондилодеза. Авторы пришли к выводу, что место спондилодеза в лечении дегенеративных заболеваний поясничного отдела позвоночника следует поставить под сомнение.

Lehmann с соавт. [130] изучали долгосрочные результаты поясничного спондилодеза у 62 пациентов в возрасте от 41 до 83 лет (средний возраст 66,6 лет). Послеоперационный период составлял от 21 до 52 лет (медиана 33 года). По данным авторов 44% испытуемых испытывали боли в поясничном отделе позвоночника на момент опроса, у 57% болевой синдром отмечался в течение последнего года. У 50% были выполнены повторные оперативные вмешательства. Авторы отмечали сильную положительную корреляцию между сегментарной нестабильностью и поясничным спинальным стенозом ($r = 0,57$, $p < 0,01$). Однако рентгенологические признаки не коррелировали с симптомами заболевания.

Miyakoshi с соавт. [142] изучали клинические и рентгенологические показатели у 45 пациентов после одноуровневого заднего поясничного артродеза на уровне L₄-L₅ в сроки более 5 лет после операции. У всех пациентов отмечалась снижение высоты диска после операции ($p < 0,05$), однако наибольшая корреляция была выявлена между восстановлением функции и степенью сужения диска. Не было выявлено существенных различий в клинических результатах между пациентами с наличием или отсутствием предоперационного сужения на уровне L₅-S₁.

Hironobu с соавт. [96] исследовали состояние 32 пациентов на протяжении 4 лет после фиксации поясничного отдела позвоночника. Авторы оценивали высоту межпозвоночного диска, процент смещения позвонков, угол пояснично-крестцового сочленения, поясничный лордоз. В послеоперационном периоде выполнялась оценка изменений на смежном уровне. Авторы выявили более чем 50% снижение высоты смежного диска или смещение более чем на 5% по сравнению с предоперационными рентгенограммами в нейтральном положении. На предоперационных рентгенограммах каких-либо дегенеративных изменений, которые могли бы повлиять на развитие ССУ, выявлено не было. У 32 пациентов (46,8%) было выявлено развитие дегенеративных изменений на смежном уровне. Кроме того, не было выявлено корреляции между существовавшими дегенеративными изменениями в смежных сегментах и клиническими показателями.

Axelsson с соавт. [32] использовали радио-стереометрию в кадаверном исследовании для оценки состояния смежного сегмента в раннем послеоперационном периоде после спондилодеза на уровне L₅-S₁. Данная методика дает множество возможностей для оценки кинематики позвоночника *in vivo*. Авторы показали, что спондилодез пояснично-крестцового отдела позвоночника нарушает кинематику смежного сегмента, вызывая перераспределение подвижности смежных сегментов. Однако этот результат был обнаружен только в 2 из 6 случаев.

Изменение биомеханики смежного сегмента было изучено Weinhoffer с соавт. [193] в исследованиях *in vivo*. Авторы отмечали повышение внутридискового давления в смежном сегменте при увеличении сгибания, а так же прямую корреляцию между повышением внутридискового давления и протяженностью спонди-

лодеза. Авторы полагают, что повышение внутридискового давления предрасполагает к изменению состояния тканей диска и спондилотической дегенерации.

В своем исследовании Lee с соавт. [127] доказали, что условия для возникновения нестабильности создаются благодаря смещению центра ротации в проксимальном направлении при сгибании.

1.3. Биомеханика поясничного отдела позвоночника

Благодаря своему расположению между подвижной грудной клеткой и относительно малоподвижным тазом, поясничный отдел позвоночника испытывает на себе два разнонаправленных воздействия: статическое – устойчивость к нагрузкам и передача силовых импульсов, и динамическое – двигательная функция. Другими словами, поясничной отдел позвоночника является элементом передачи и адаптации [3].

В динамической функции участвуют межпозвонковые диски, мышцы и суставные поверхности позвонков, также существенную роль играет наличие физиологического лордоза [16]. Межпозвонковые диски обеспечивают подвижность позвоночного столба, его эластичность и упругость, поглощение ударных воздействий и сопротивление нагрузкам. Межпозвонковой диск состоит из трех частей: пульпозного ядра, фиброзного кольца и двух гиалиновых пластинок, плотно прилегающих к замыкательным пластинкам тел смежных позвонков [71].

Схематично, позвоночный столб можно представить в виде подъемного крана [90]. В положении стоя центр тяжести тела находится перед позвоночным столбом. Аксиальная нагрузка оказывает компримирующее воздействие на переднюю колонну, на которую приходится 80% всей нагрузки, остальные 20% распределяются на заднюю колонну [90]. Таким образом, передняя колонна подвергается в основном компримирующим нагрузкам, тогда как задняя колонна так же сопротивляется растяжению, ротации и наклонам. Другими словами, задняя колонна выступает в качестве дистракционного устройства, а передняя колонна – натягивающей ленты [90]. Натягивающие усилия в задней колонне активно создаются посредством мышц и поддерживаются фасеточными суставами и связка-

ми. Плечо рычага данной стабилизирующей системы зависит от размера ножек позвонка, которые влияют на эффективность действия задней группы мышц [90].

Когда диск подвергается воздействию осевой нагрузки, он адекватно реагирует как на малые, так и на большие нагрузки, проявляя необходимую степень устойчивости. Однако при травматизации диска его резистентность снижается. Давление пульпозного ядра увеличивается и распространяется до фиброзного кольца, которое, в свою очередь, стягивается и оказывает определенное сопротивление. Паравертебральные мышцы так же сокращаются, повышается их тонус. Степень компрессии, которой подвергается диск, приводит к появлению радиальной протрузии диска [118]. Рядом авторов, было установлено, что межпозвоночный диск имеет изотопическое строение мячика с жидкостью. Его изотопические свойства и переносимость нагрузок нарушаются при развитии дегенеративных изменений [122,174].

В своих исследованиях Nachenson [146] показал, что поясничный лордоз влияет на внутридисковое давление, возрастающее в положении сидя и снижающееся в положении стоя. Внутрибрюшное давление также играет важную роль в статических нагрузках на позвоночный столб.

В статическом положении наличие лордоза повышает устойчивость позвоночного столба к аксиальной компрессионной нагрузке. Таким образом, поясничный лордоз существенно снижает нагрузку на межпозвоночный диск. Физиологический лордоз поясничного отдела позвоночника сохраняется во многом благодаря форме межпозвоночного диска: его передняя часть выше, чем задняя. Из-за наличия лордоза при нагрузке на позвоночный столб, пульпозное ядро смещается в переднюю часть диска, что предотвращает его заднюю протрузию. В условиях гиперлордоза передняя часть диска подвергается большим нагрузкам, чем задняя. При появлении сглаженности лордоза наблюдается обратная картина [3,5].

Таким образом, поясничной лордоз является важным элементом, как в статических, так и в динамических функциях позвоночного столба. Любые изменения кривизны поясничного лордоза приводят к изменению биомеханики движе-

ний позвоночника, что способствует увеличению числа стрессовых нагрузок на межпозвонковые диски [18].

В исследовании Akamagi и соавт. [25] было доказано, что при выполнении задней ригидной стабилизации поясничного отдела позвоночника на уровне L₄-L₅ вероятность развития синдрома смежного сегмента связана с состоянием поясничного лордоза. Так, при гиперлордозе больше страдает сегмент L₅-S₁, а при гиполордозе – сегмент L₃-L₄. В условиях нормального лордоза вероятность развития синдрома смежного сегмента, по данным авторов, была существенно ниже.

В связи с вышесказанным, концепция сохранения сагиттального баланса позвоночного столба в сочетании с динамической фиксацией позвоночных сегментов приобретает все большую распространенность среди вертебрологов. Это способствует устранению гипермобильности пораженных сегментов и сохранению их динамической функции [14,15].

1.3.1. Дегенерация и нестабильность

Биомеханика позвоночника необычна, поскольку включает комплекс движений со сгибанием, латеральными наклонами и ротацией, и комбинацию всех этих движений. Поскольку позвоночник состоит из множества функциональных единиц, обеспечивающих движения, центр его ротации не статичен [9].

По мере изменения движений, изменяется, как центр ротации, так и нагрузка на структуры позвоночного столба, что вызывает появление различных точек приложения аксиальных нагрузок в тех же функциональных структурах, и в большей степени в межпозвонковых дисках и фасеточных суставах [9,11,133]. Эта подвижность, вероятно, вызывает деформацию диска, которая, однако, сдерживается благодаря архитектуре диска, тела позвонка и элементами задней арки [90].

Сегментарная нестабильность тесно связана с появлением болей в нижней части спины [12,22]. Впервые о связи нестабильности с дегенерацией межпозвонкового диска заявил Knutsson в 1944 году [116], описав аномальное соскальзывание позвонков в сочетании с дегенерацией диска на рентгенограммах. Автор ука-

зывал, при этом, что о сегментарной нестабильности можно говорить при соскальзывании более 3 мм.

Дальнейшее изучение проблемы дегенеративных изменений поясничного отдела позвоночника и патогенеза дискогенного болевого синдрома продолжили Kirkaldy-Willis и Farfan в 1982 году, спустя почти 40 лет. Авторы определяли нестабильность как «клинический статус пациентов, имеющих проблемы со спиной, у которых при малейшей провокации период ремиссии сменяется обострением» [114]. Большая заслуга авторов состоит в описании «дегенеративного каскада» изменений диска (передней колонны), вызывающего перегрузку задних элементов, приводящую к дегенерации мышц и фасеточных суставов. По их мнению, дегенеративная нестабильность позвоночника начинается с дегенеративных изменений межпозвонкового диска, проявляющихся его дегидратацией и снижением натяжения фиброзного кольца. По мере снижения высоты диска, происходят дальнейшие изменения, связанные с гипертрофией фасеточных суставов и желтых связок. Завершается процесс формированием спинального стеноза и дегенеративного спондилолистеза. Кроме того, авторы сформулировали концепцию о 3-х этапах дегенеративного каскада: (1) временная дисфункция, (2) стадия нестабильности, (3) стадия стабилизации. На 1 стадии пациенты могут отвечать на консервативное лечение, но стадии 2 и 3 требуется хирургическое лечение, декомпрессия и коррекция деформации.

Не смотря на то, что одной из причин болей в нижней части спины являются дегенеративные изменения диска, основная причина возникновения болевого синдрома – нестабильность [125,19,22]. Тем не менее, до сих пор, понятие нестабильности не достаточно хорошо определено в мировой литературе.

Frymoyer и Selby развили учение о нестабильности, разделив её на первичную и вторичную, причем в группу первичной нестабильности авторы отнесли дегенеративные заболевания диска, дегенеративный спондилолистез и дегенеративные сколиотические деформации [74,76]. Позже, Benzel разделил хроническую нестабильность на 2 группы: истинная нестабильность и дисфункциональные движения позвоночного сегмента [38]. Согласно автору, к типичным примером

истинной нестабильности следует отнести дегенеративный, истмический и ятрогенный спондилолистез, а к дисфункциональным движениям позвоночного сегмента – дегенеративные заболевания диска.

Согласно Panjabi [154] нестабильность возникает вследствие невозможности контролировать движения в нейтральной зоне позвоночного столба, где движения происходят с минимальным внутренним сопротивлением и в нормальных физиологических пределах. Авторы считают, что нестабильность является источником болевого синдрома и причиной появления аномальных движений.

Stokes с соавт. [179] и Weiler с соавт. [192] так же связывают аномальные движения с появлением болей в спине. Однако, с точки зрения определения нестабильности, аномальные движения не всегда вызывают болевой синдром, как, например, в случаях, когда рентгенологически отмечаются аномальные движения в дегенеративно измененных дисках, ассоциированных со спондилолистезом, а болевой синдром, при этом, имеет ремитирующий характер течения [20,145]. По этой причине, в определение нестабильности были включены аномальные движения суставов и измененный характер нагрузок [125].

Более полную картину развития нестабильности представил Макиров С.К. [12]. При помощи математического моделирования, автором были выделены три типа дислокационного синдрома (в зависимости от степени снижения высоты межтелового пространства): «функциональный блок», «истинная нестабильность» и фиброзный блок. Данные были подтверждены клиническими и параклиническими методами обследования. Автор пришел к выводу, что динамика структурно-функциональных нарушений позволяет выделить следующие клинические стадии дегенеративного процесса: 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.

Modic с соавт, используя МРТ исследования, описали дегенеративные изменения межпозвонкового диска с перегрузкой замыкательных пластинок. Биомеханические нарушения в фасеточных суставах и мышцах, сопровождающиеся

перегрузкой концевых пластинок, вызывают болевой синдром [153] и прогрессирование заболевания в виде кистозной перестройки фасеточных суставов, гипертрофии, сужения дискового пространства и развития центрального или фораминального стеноза [66].

Albert с соавт. [26] в рандомизированном контролируемом исследовании с участием 181 пациента продемонстрировали, что изменения типа Modic 1, коррелируют с неспецифической болью в нижней части спины сильнее, чем Modic 2.

1.4. Биомеханические аспекты сагиттального позвоночно-тазового баланса

Прямохождение позволило человеку достичь интеллектуального, технологического и социального развития. Однако переход к прямохождению оказался возможным только через морфологическую адаптацию скелета, в частности, нижних конечностей, таза и позвоночника. Таз является ключевым звеном всех преобразований, выступая в качестве свободного базиса и подвергаясь действию силы тяжести от позвоночного столба, а так же силе реакции опоры, передаваемой через головки тазобедренных суставов.

Параллельно с адаптацией таза, появление изгибов позвоночного столба позволило достичь баланса для снижения стрессовых нагрузок на мышечно-связочные структуры и снизить силу мышечных сокращений, необходимых для его (баланса) поддержания. Однако, в положении стоя сагиттальный баланс весьма хрупок: все стрессовые нагрузки от действия силы тяжести сохраняются во всех компонентах данной вертикальной системы. Динамическое управление центром тяжести является крайне важным, поскольку в положении стоя любое нарушение баланса вызывает негативные эффекты, включая болевой синдром и анатомические нарушения.

Эффективный анализ сагиттального баланса в положении стоя является важным биомеханическим и медицинским аспектом. Он включает как морфологическую оценку пояснично-тазово-бедренного комплекса, достигаемую за счет анализа взаимоотношений между анатомией таза и позвоночными изгибами, так и механическую оценку действия силы тяжести на каждую структуру позвоночного

столба и таза. Изучение этих данных позволило персонализировать аналитическую и функциональную оценку сагиттального баланса в условиях *in vivo*.

Stagnara с соавт. [178] показали, что форма таза и его связь с наклоном крестца существенно влияют на тип поясничного лордоза у каждого человека. Кроме того, авторы предложили классификацию, основанную на выраженности изгибов позвоночного столба и их топографии, разделив все морфотипы в зависимости от угловых и числовых значений соответствующих изгибов. Таким образом, были выделены следующие морфотипы: (1) нормальный, (2) кифотический, (3) лордотический, (4) кифо-лордотический, (5) глобальный лордоз или кифоз, (6) вогнутая спина, (7) прямая спина.

Duval-Beaupère с соавт. выделили основной анатомический сагиттальный тазовый параметр – наклон таза [68], а так же позвоночные и тазовые позиционные параметры (изменяющиеся с изменением положения тела человека) (рисунок 1.1). Благодаря этим данным, стало возможным определять геометрию таза и связь геометрических параметров с положением таза в пространстве. Другими словами, стало возможным определять форму и функцию таза.

Jackson [100] придавал особое значение сагиттальным описательным параметрам позвоночника и таза. Для сравнения индивидуальных различий, автор предложил использовать диапазон значений, считающихся нормальными.

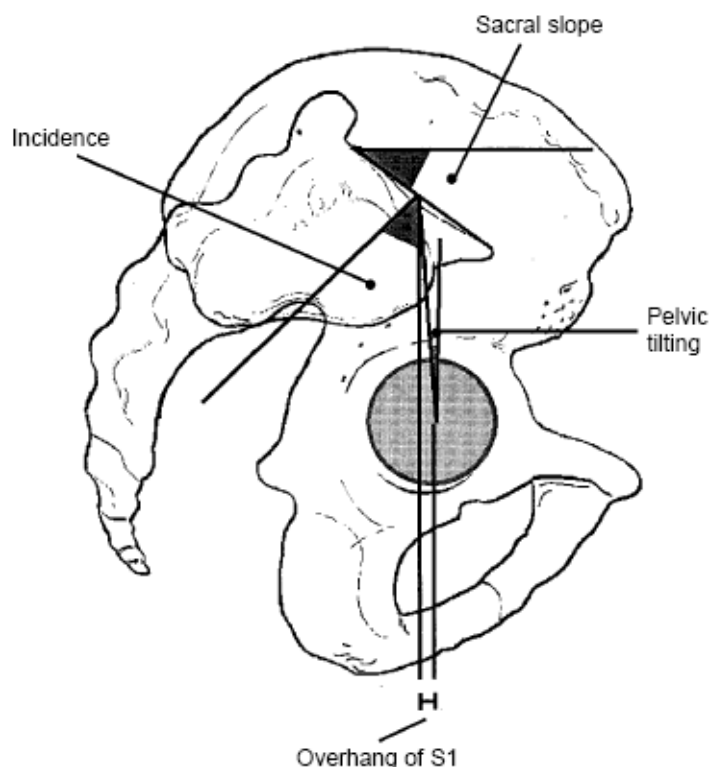


Рисунок 1.1. Сагиттальные параметры таза [129].

В последние годы, ряд авторов выявили корреляцию между позвоночно-тазовыми взаимоотношениями и дегенеративными изменениями, связанными с индивидуальными анатомическими особенностями. Ключевым параметром в данном случае выступает угол наклона таза (PI от англ. Pelvic incidence) – угол, между перпендикуляром к верхней поверхности крестца, опущенной из середины замыкательной пластины крестца и линией, соединяющей данную точку с осью тазобедренных суставов. Он же является единственным анатомическим параметром таза. Впервые параметр описан Duval-Beaurègre с соавт [69]. PI зависит от положения таза, является специфичным для каждого человека и отражает взаимосвязь между подвздошными костями и крестцом через крестцово-подвздошные суставы. Их подвижность считается незначительной, однако через них сила тяжести позвоночного столба распределяется на головки бедра и далее на опору. Среднее значение угла PI по данным Duval-Beaurègre и подтвержденное множеством других авторов составляет $53^{\circ} \pm 9$ ($33,7-77,5$) [46,68,69,63,138,166,186,189].

К позиционным параметрам таза относятся следующие (рисунок 1.1):

Наклон таза (PT от англ. Pelvic Tilt) – это угол между вертикальной плоскостью и линией, проведенной из центра головок бедра к центру замыкательной

пластины крестца. При ретроверсии таза угол РТ увеличивается, при антроверсии – уменьшается. Среднее значение параметра $11,4^{\circ} + 5,9$ (от $-0,1$ до $29,2$).

Наклон крестца (*SS от англ. Sacral Slope*) – это угол между верхней замыкающей пластинкой S_1 и горизонтальной плоскостью. Вертикальное расположение крестца характеризуется низким значением данного параметра, горизонтальное – высоким. Среднее значение параметра $40,6^{\circ} \pm 8,5$ (от 25 до 59 градусов).

Существует геометрическая связь между морфологическим параметром PI и двумя вышеуказанными позиционными параметрами, выражающаяся в равенстве: $PI = SS + PT$ [129,166]. Возможность вращения таза вокруг оси головки бедра – один из самых эффективных механизмов поддержания сагиттального баланса. Как видно из приведенного равенства, PI непосредственно индуцирует значения SS и PT, позволяя добиваться как серьезных, так и незначительных компенсаций тазового дисбаланса. Mac-Thiong с соавт. [134] показали, что в норме значение PT не должно превышать 50% значения PI. При патологических изменениях, SS никогда не опускается ниже 0° . Минимальное значение SS равно 0 и встречается при горизонтальном расположении крестца, достижение которого возможно при максимальной ретроверсии. Отрицательное значение невозможно при прямохождении, и, гипотетически, может наблюдаться в положении сидя.

У человека возможность ретроверсии ограничена значением PI. У пациентов с низким значением данного параметра определяется низкая способность компенсации сагиттального дисбаланса за счет ретроверсии таза. Ограниченное заднее выстояние крестца по отношению к головкам бедра определяется на латеральных рентгенограммах. Низкие компенсаторные возможности, теоретически, могут вызывать различные патологические состояния, сопряженные с низким значением угла PI; в частности данная ситуация наблюдается в случае выраженного кифоза и анкилозирующего спондилита.

С другой стороны, у людей с большим значением PI при наличии сагиттального дисбаланса отмечается большая возможность ретроверсии и увеличения расстояния между задней частью крестца и головками бедра в сагиттальной плоскости. Этот механизм позволяет восстановить положения отвеса по позвонку C_7

позади головок бедра, как в случае прогрессирующего кифозирования. Однако чрезмерная ретроверсия таза ограничивается разгибанием в тазобедренных суставах, что не позволяет достичь максимального значения угла PT , эквивалентного 0° угла SS . В этом заключается причина того, что после достижения максимальной ретроверсии, включается другой механизм коррекции баланса позвоночно-тазового комплекса: сгибание в коленных суставах для обеспечения наклона бедренных костей.

Huang с соавт. [99] приводит данные о важности оси бедренной кости по отношению к вертикальной плоскости в диагностике дисбаланса перед выполнением хирургического вмешательства. В данной ситуации, PT эквивалентен углу наклона бедра + резерв разгибания бедра ($4^\circ-6^\circ$). Такое положение максимального разгибания бедер и сгибания в коленных суставах хорошо известно при наличии выраженного кифоза, но является некомфортным для пациента и не экономичным с биомеханической точки зрения.

На сегодняшний день совершенно ясно, что PI и SS являются определяющими для типа поясничного лордоза. Корреляцию между поясничным лордозом и углом SS впервые описал Stagnara с соавт. [178]: чем выше значение угла SS , тем больше кривизна лордоза и наоборот. Эти данные были так же подтверждены в ряде исследований [152,167,172].

В соответствии со значением SS , Roussouly с соавт. [167] описали 4 типа лордоза. Каждому типу соответствует особый морфологический вариант строения позвоночно-тазового комплекса. Каждый тип позвоночно-тазовой геометрии с соответствующими ему функциональными единицами позвоночного столба, очевидно, испытывает механические нагрузки в соответствии с геометрией лордоза и глобального позвоночно-тазового баланса. Лучшее понимание локальных стрессовых нагрузок на позвоночный сегмент позволит понять взаимоотношения между геометрией диска и позвонка, комбинацию силы тяжести и мышечной силой, а так же результирующие патологические изменения.

О наличии значимой корреляции между позвоночно-тазовыми параметрами впервые было заявлено Duval-Beaupère и позднее подтверждено рядом других ав-

торов [46,69,85,138,186]. Первая фундаментальная корреляция была выявлена между анатомическим параметром PI и позиционным параметром SS ($r = 0,86$). Вторая высокосignификантная корреляция была выявлена между параметрами SS и углом лордоза ($r = 0,84$). Сила связи между лордозом и кифозом оказалось незначительной ($r = 0,36$).

Данные соотношения позволили выявить существенную роль морфологических особенностей малого таза в регуляции сагиттальных изгибов позвоночного столба: высокие значения параметра PI ассоциированы с высокими значениями параметра SS и величиной угла лордоза.

Нормализация сагиттальных изгибов оценивается по взаимоотношениям трех этих параметров, однако для этого не используется сравнение измеряемых параметров и средних величин. Учитывая данные равенства, стало возможным оценивать SS, адаптировано к индивидуальным значениям PI. Различие между измеренным и оптимальным значением обозначается как « ΔPS ». Аналогично было установлено значение лордоза, адаптированное к измеренному значению SS ($\Delta lord$). Кроме того, было получено оптимальное значение лордоза по отношению к SS, адаптированное к PI ($\Delta lord optimal$). Данная аналитическая оценка позволила описать глобальные и локальные нарушения (тазовые, поясничные, кифотические и т.п.). Наклон таза считается значительным, если ΔPS превышает 12° , лордоз считается недопустимым для SS, если $\Delta lord$ составляет более 8° , так же значение параметра PI считается недопустимым, если $\Delta lord optimal$ составляет более 8° .

Индивидуальная вариантная анатомия таза зависит от параметра PI. Чем больше величина PI, тем больше крестец наклоняется вперед, что увеличивает значения параметров PT и выступа крестца (OVH S1 *от англ.* Overhang S1), относительно головок бедренных костей и уменьшает значение параметра PT.

Интересными являются данные экстраполяции полученных данных к индивиду и к населению в целом. В масштабе популяции (условия нормального распределения), значения PT повышается пропорционального SS, однако в масштабе индивидуума, значение параметра PT обратно пропорционального SS из-за ретроверсии таза (в случаях патологических изменений). Данный парадокс под-

черкнул необходимость индивидуального анализа взаимоотношения между параметрами в противоположность концепции о сравнении со стандартными значениями.

После первого описания сагиттальных параметров [69] в ряде исследований сообщалось о схожих корреляционных зависимостях, как для значений параметров, так и для корреляционных цепей. Это подтверждает справедливость и воспроизводимость параметров, а так же практическую применимость метода.

Наиболее важным фактором, являющимся недостатком описательных методов [100], является низкая корреляция между анатомическими (PR-S1) и позиционными параметрами, в то время как в аналитическом подходе Duval-Beaurègre [69] отмечались сильные корреляционные зависимости данных параметров. Хотя PR-S1 имел значительную корреляцию с PI ($r=0,998$, $p<0,001$), корреляция с углом лордоза была существенно меньше ($r = 0,66$, $p<0,01$). Этот факт объясняется тем, что в отличие от PI, данный параметр является составной частью самого лордоза и определяется слегка трапециевидной формой позвонка S₁ [138]. Кроме того, пояснично-тазовый лордоз включает в себя как анатомические, так и позиционные компоненты. Описательные методики, однако, являются комплексными, поскольку содержат большое число измерений. Также они являются неточными вследствие большого количества физиологических величин и изменчивости в зависимости от того или иного патологического состояния.

Выделяют 3 типа нарушений, приводящих к смещению позвоночного столба кпереди:

- Тип А: низкие значения угла лордоза, когда значение параметра SS слишком низкое для PI. Это наиболее часто встречающееся в клинической практике состояние, сопровождающееся появлением болей в спине. Уменьшение выраженности лордоза является следствием нарушений в поясничном отделе позвоночника, особенно в нижней части, в результате формирования неадекватной кривизны лордоза при выполнении спондилодеза или в результате мышечной атрофии (часто встречается при ожирении, при мышечных или неврологических нарушениях, как например болезнь Паркинсона). Реакция таза на потерю кривизны лордоза

выражается в его задней ротации (ретроверсии), достигаемой за счет разгибания в тазобедренных суставах и сгибании коленных и голеностопных суставов.

- Тип В: выраженное значение параметра SS, вызывающее переднюю ротацию (антеверсию) таза с жестким сгибанием бедер, с или без компенсации за счет увеличения лордозирования. Данная ситуация возникает в основном в случаях наличия изолированного или сочетанного деформирующего артроза тазобедренных и коленных суставов. Эффективное лечение должно быть направлено на причину развития данной деформации (например, эндопротезирование тазобедренного сустава)

- Тип С: для компенсации выраженного кифоза, увеличения угла поясничного лордоза недостаточно, что приводит к задней ротации таза (уменьшению угла SS) и, в конечном счете, сгибанию коленных и тазобедренных суставов. Данные изменения, как правило, носят возрастной характер, и возникают вследствие сужения дискового пространства грудного отдела позвоночника или возникают вследствие остеопоротических или травматических переломов позвоночника. Другой частой причиной развития данной деформации является болезнь Шейермана-May [5].

Значение параметра PI определяет стабильность сбалансированного отношения параметров, способность человека реагировать на нарушения баланса, а так же индивидуальные риски снижения угла лордоза. У человека с низким значением PI определялась низкая адаптационная способность к нарушениям баланса из-за низкого потенциала лордозирования, в сравнении с пациентами с большим значением параметра PI. В тоже время, недостаточный угол лордоза будет больше у пациентов с большим значением параметра PI, что обуславливает необходимость достижения высокого значения угла лордоза для адаптации. В случае выполнения спондилодеза риск достижения недостаточного значения параметра лордоза будет больше у пациентов с высоким значением параметра PI, что обуславливает необходимость снижения угла лордоза для достижения компенсации. Аналогично, необходимо воздерживаться от выполнения оперативных вмешательств, не позволяющих добиться увеличения лордоза при высоких значениях PI.

Применение подобных методик приводит к нарушению сагиттального баланса за счет снижения угла лордоза и увеличивает риск развития синдрома смежного уровня.

1.5. Рентгенологические признаки ССУ

По данным литературных источников, нет четкой корреляции между клиническим ухудшением состояния пациентов после спондилодеза и рентгенологическими изменениями на рентгенограммах. Кроме того, имеются достаточно противоречивые данные относительно признаков ССУ.

Так, в радиологическом исследовании, определяющем уровень стрессовых нагрузок, Frymoyer с соавт. [75] отмечали компенсаторное повышение объема движений смежного сегмента в поясничном отделе позвоночника после поясничного спондилодеза на функциональных рентгенограммах.

Kanamori с соавт. [105] провели проспективное исследование, в котором оценивали эффективность переднего поясничного межпозвонкового спондилодеза по состоянию смежного сегмента минимум через 10 лет после операции у 20 пациентов. В числе прочих параметров, авторы оценивали состояние смежного сегмента на рентгенограммах. Авторы отметили увеличение индекса высоты диска (0.41 ± 0.10 до операции, 0.43 ± 0.09 - после), увеличение величины поясничного лордоза у 12 пациентов (-0.8 ± 8.96 до операции, 4.85 ± 6.05 - после). Дегенеративные изменения нижнего диска смежного сегмента были выявлены у всех пациентов, причем у 90% (18) пациентов дегенеративные изменения отмечались как в верхнем, так и в нижнем дисках. Однако из-за маленького объема выборки сложно оценить статистическую значимость полученных результатов.

Nakai с соавт. [147] изучили отдаленные результаты более чем через 5 лет после выполнения заднего поясничного спондилодеза у 48 пациентов. Сужение дискового пространства отмечалось у 31% пациентов, и обычно встречалось в вышележащем сегменте. Частота развития сужения смежного дискового пространства в этом исследовании коррелировала с аналогичным показателем в исследованиях, посвященных изучению дегенеративных изменений межпозвонко-

вых дисков. Кроме того, у некоторых пациентов сужения межпозвонковых дисков наблюдалось на уровне, не связанном со спондилодезом или смежным сегментом, что, по мнению авторов, подтверждает индивидуальную предрасположенность к сужению дискового пространства. По данным тех же авторов, клинические результаты оперативного лечения, в целом, были удовлетворительными, несмотря на прогрессирование рентгенологических изменений.

Множество исследований было посвящено корреляции между клиническими исходами оперативного лечения и рентгенологическими признаками дегенерации смежного сегмента. В большинстве исследований корреляционное взаимодействие указанных параметров не подтвердилось.

Aota с соавт. [30] изучали результаты лечения 65 пациентов после выполнения широкой ламинэктомии и заднего поясничного спондилодеза по данным рентгенограмм. Признаки нестабильности отмечались у 15 из 61 пациента (24,6%). Развитие дегенеративных изменений чаще наблюдалось в вышележащих сегментах (25,5%), чем нижележащих (2,6%). Возраст больных был решающим фактором в развитии дегенеративных изменений: 11 из 30 пациентов (36,7%) были старше 55 лет.

Ghiselli с соавт. [78] в ретроспективном исследовании изучали отдаленные результаты лечения у 215 пациентов после выполнения заднего поясничного артророза. Авторы оценивали скорость развития дегенеративных изменений в смежных сегментах. У 59 пациентов (27,4%) были выявлены признаки дегенерации на смежных уровнях.

На рисунке 1.2 представлена миелография у пациента с развитием синдрома смежного уровня выше уровня фиксации. Отмечается ликворный блок на уровне L₂-L₃. На рисунке 1.3 представлены результаты рентгенографии и МРТ пациента с синдромом смежного уровня через 2 года после оперативного лечения.

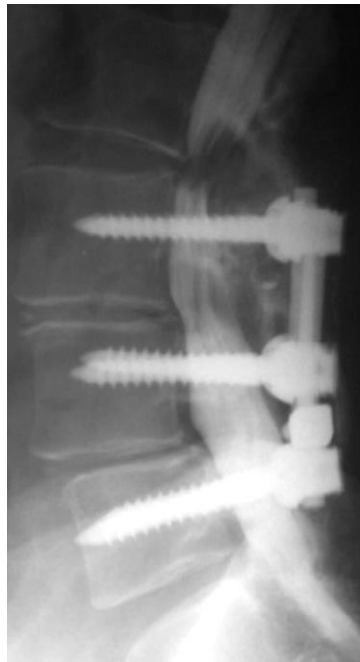


Рисунок 1.2. Синдром смежного уровня. Стеноз позвоночного канала выше уровня стабилизации. Миелография.



Рисунок 1.3. Синдром смежного уровня у пациента через 2 года после оперативного лечения. Рентгенограммы и МРТ.

1.6. Динамическая фиксация и синдром смежного уровня

Ригидная фиксация и спондилодез остаются основными методиками лечения дегенеративных заболеваний позвоночника на протяжении последних 40 лет

[2,6,7]. За такой длительный промежуток времени накопились достаточные данные для формирования достоверных выводов относительно этой методики. Несмотря на то, что хорошие рентгенологические результаты после спондилодеза достигают 100%, они не имеют корреляции с клиническими результатами [2,4,42,44,49]. Процент удовлетворительных результатов при поясничном спондилодезе несопоставим с этими цифрами и варьируется от 16% до 95%, со средним значением 70% по данным систематически проводимых промежуточных исследований [182]. Считается, что ригидные методики фиксации в сочетании со спондилодезом, увеличивают стрессовые нагрузки на смежный сегмент, которые приводят к развитию в нем дегенеративных изменений [10,21]. Частота развития синдрома смежного уровня не до конца ясна, однако его развитие доказано клинически [73,82,131,141,149,162]. Так, по данным ряда исследований, частота развития синдрома смежного уровня после выполнения спондилодеза варьирует от 5,2 до 100% [92]. Зачастую для лечения дегенеративных изменений смежных сегментов после поясничного спондилодеза приходится прибегать к повторному хирургическому вмешательству [77,95,131,158]. Из всех вариантов спондилодеза, вмешательства на пояснично-грудном и пояснично-крестцовом переходах (т.н. «плавающий спондилодез») ассоциированы с наибольшим риском развития синдрома смежного уровня [95].

Sears с соавт. [173] в ретроспективном когортном исследовании выявили связь между новыми хирургическими методиками лечения дегенеративных изменений смежного уровня и количеством фиксированных сегментов. Авторы пришли к выводу, что хотя молодые пациенты после одноуровневой фиксации имели низкий риск развития синдрома смежного уровня, у пациентов с 3-4-х уровнем спондилодезом, по сравнению с одноуровневым, риск повторного хирургического вмешательства утраивался с предсказательной валидностью 40% на 10-летний период наблюдения.

Все вышесказанное привело исследователей к идее создания устройств для фиксации позвоночного сегмента, сохраняющих необходимый объем движений, с целью предупреждения развития синдрома смежного уровня [41,198] и устране-

ния нежелательных эффектов ригидной фиксации на фиксируемый и смежный с ним сегменты. Предполагалось, что разработка подобных конструкций снизит риск поломки фиксатора, устранит его перегрузки, и, самое главное, позволит создать систему, способную переносить повышенные нагрузки и контролировать движения без снижения стабильности [195].

Динамическую фиксацию, предотвращающую появление аномальных нагрузок впервые описал Sengupta [174]. По мнению автора, подобное устройство позволило бы переносить более мощные физиологические нагрузки и, тем самым, уменьшить болевой синдром и предотвратить появление дегенеративных изменений в соседних сегментах.

Основная задача динамических фиксаторов – устранение болевого синдрома путем более физиологичного распределения нагрузок между передним и задним компонентом позвоночного столба, сохраняя при этом физиологические и минимизируя аномальные движения позвоночного сегмента [45,174]. За счет стабилизации движений позвоночника, достигается снижение болевого синдрома, а контролируемые движения, в свою очередь, позволяют снизить вторичные эффекты, присущие спондилодезу [177]. Считается, что динамическая или ригидно-динамическая фиксация восстанавливает функцию позвоночного сегмента, защищая при этом смежный сегмент [87,111].

К достоинствам динамических стабилизаторов можно отнести: (1) устранение потребности в костном трансплантате; (2) устранение причин развития псевдоартроза; (3) снижение дегенеративных изменений со стороны смежного уровня [98,139].

В ряде исследований уже сообщалось об эффективности динамической стабилизации [74,75,77]. Так, Szpalski с соавт. [184] опубликовали системный обзор, посвященный задней динамической фиксации. По данным авторов, снижение риска развития синдрома смежного уровня было связано, главным образом, со снижением стрессовых нагрузок.

Показания для установки систем динамической фиксации неоднократно обсуждались в литературе [95,108], кроме того, неоднократно предпринимались по-

пытки их классификации [52,95,98]. Однако наиболее фундаментальную работу в этом направлении выполнил Kaner с соавт. [109]. Авторы предложили классификацию систем задней динамической стабилизации позвоночного столба, в которой все устройства он разделил на 3 типа: (1) задние межкостистые спейсеры, (2) задние транспедикулярные динамические устройства и (3) эндопротезы межпозвоноковых дисков.

К показаниям для использования систем динамической транспедикулярной фиксации авторы отнесли: (1) дегенеративная нестабильность позвоночного столба (дегенерация диска, фасеточных суставов; дегенеративный спондилолистез), (2) ятрогенная нестабильность после дискэктомии/декопрессивной ламинэктомии, (3) спондилодез с применением межтеловых спейсеров, (4) синдром смежного сегмента, (5) тотальное протезирование межпозвонокового диска, (6) рецидивирующая грыжа диска. В ряде исследований сообщалось о снижении частоты рецидивов грыж диска после стабилизации системами динамической фиксации [54,107].

Так же отдельно Kaner с соавт. [108] определил показания для установки межкостистых спейсеров: (1) центральный спинальный стеноз с нейрогенной хромотой, (2) фораминальный стеноз с корешковым синдромом, (3) патология фасеточных суставов, (4) поражение 1 - 2 уровней у пациентов старше 50 лет.

Более подробное рассмотрение систем динамической фиксации позвоночника будет приведено в главе 2.

1.7. Резюме

Синдром смежного уровня является достаточно распространенным осложнением задней фиксации позвоночника, как динамического, так и в большей степени, ригидного типа.

Недостаточное понимание патогенеза данной патологии, а так же отсутствие систем классификации и рентгенологических критериев существенно усложняют изучение синдром смежного уровня.

Доказано, что наибольший вклад в развитие синдрома смежного уровня вносит изменение биомеханики на уровне фиксируемого сегмента, а значит и всего позвоночника. В этой связи, большое количество исследований посвящено изучению сагиттального позвоночно-тазового баланса. Однако в литературе отсутствуют валидные методики количественной оценки сагиттального баланса, которые позволили бы стандартизировать описание данного биомеханического явления.

Без создания методик количественной оценки сагиттального позвоночно-тазового баланса вопрос профилактики синдрома смежного уровня будет оставаться открытым.

В настоящее время не существует обоснованных методов профилактики развития ССУ, за исключением рекомендаций по применению динамических фиксаторов. В литературе накопился достаточно большой объем данных, посвященных применению систем фиксации подобного типа. Однако результаты их применения являются спорными и не гарантируют защиту смежных сегментов в результате спондилодеза. Необходимо точное определение показаний к применению тех или иных типов динамических фиксаторов, для чего целесообразным представляется проведение обзорного исследования, посвященного этой проблеме.

Все вышесказанное определило дальнейшее содержание данной диссертационной работы.

Глава 2. Динамическая фиксация в профилактике синдрома смежного уровня

2.1. Межостистые спейсеры

Межостистые спейсеры (рисунок 2.1) X-Stop были разрешены к применению Food and Drug Administration (далее FDA) в ноябре 2005 года у пациентов старше 50 лет, страдающих от нейрогенной перемежающейся хромоты, возникающей вследствие поясничного спинального стеноза и облегчающейся при наклоне вперед с отсутствием эффекта от консервативного лечения в течение не менее чем 6 месяцев. Возможна двухуровневая фиксация [196]. Противопоказаниями для установки спейсеров являются:

- непереносимость титана или титановых сплавов,
- выраженная нестабильность,
- анкилозирование позвонков,
- переломы остистого отростка или pars interarticularis,
- выраженные сколиотические деформации,
- синдром конского хвоста,
- остеопороз,
- системные инфекционные заболевания с локализацией процесса в зоне установки импланта,
- локализация поражения в сегменте L₅-S₁.

2.1.1. Биомеханические исследования

Основная биомеханическая функция межостистых спейсеров – ограничение разгибания и создание флексионной установки позвоночного сегмента, что существенно увеличивает площадь поперечного сечения позвоночного канала и межпозвонкового отверстия в стенозированном сегменте [47,93,148,176]. На 8 кадаверных препаратах после установки межостистых спейсеров на уровне L₂-L₅ было отмечено уменьшение объема сгибания/разгибания в сегменте, но увеличение диапазона латеральных наклонов и ротации [93]. В другом биомеханическом ис-

следовании были продемонстрированы растяжение задних элементов тел смежных позвонков, разгрузка межпозвонковых дисков, ограничение разгибания позвоночного столба и уменьшение степени стенозирования центральных и латеральных отделов позвоночного канала [47].

В двух других исследованиях радиологических было выявлено увеличение высоты, ширины и площади поперечного сечения межпозвонкового отверстия после установки межкостистых спейсеров [148,176]. Кроме того, у 39 пациентов спустя 2 года, по результатам МРТ отмечалось увеличение площади позвоночного канала и межпозвонкового отверстия, а так же сохранение объема движений поясничного отдела позвоночного столба [148]. Однако в более позднем исследовании, в которое вошло 129 пациентов, радиологические параметры вернулись в исходное состояние спустя 202-527 дней после операции [176].



Рисунок 2.1. Межкостистые спейсеры: (a) имплант Wallis; (b) DIAM; (c) X-stop; (d) CoFlex.

2.1.2. Результаты лечения

Было проведено несколько хорошо спланированных исследований, посвященных эффективности и безопасности применения спейсеров X-Stop. Так, Kabir

с соавт. [103] основываясь на данных доступных литературных источников, пришли к выводу, что применение спейсеров не превосходит результаты консервативного лечения у пациентов старше 50 лет с поясничным спинальным стенозом. Однако из-за ограниченного числа проведенных рандомизированных исследований невозможно достоверно определить показания к использованию межкостистых спейсеров у пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночника.

В 6 исследованиях, в которых приняло участие, в общей сложности, 384 пациента (12-157 в каждом) применение межкостистых спейсеров было ассоциировано с различными осложнениями, выполнением повторных операций и неудовлетворительными результатами лечения [33,47,50,113,121,188]. Одноуровневая фиксация выполнялась в 343 случаях, двухуровневая – в 41 случае. Сроки наблюдения составили от 23 месяцев до 4 лет [47,121,188]. Общая частота осложнений составила от 11,6% до 38%. В первом исследовании на 13 пациентах частота осложнений составила 38% [47]. Спейсеры X-Stop устанавливались на уровне L₄-L₅ (9 пациентов) и на уровне L₃-L₅ (4 пациента). У 9 пациентов стеноз был расценен как выраженный, а у 4-х умеренный. У 5 из 13 пациентов так же был диагностирован спондилолистез I степени. В средний срок наблюдения в 42,9 месяцев после операции (от 3 до 48 месяцев) у 3 пациентов (23%) был диагностирован перелом остистого отростка на фоне развития локального остеопороза, у 2 пациентов (15%) был обнаружен вновь выявленный неврологический дефицит. Поздние осложнения были связаны с плохим отбором пациентов, в том числе с установкой спейсеров у пациентов со спондилолистезом I степени, синдромом смежного уровня и/или выраженным фораминальным стенозом.

В другом исследовании 38 пациентам было установлено 50 межкостистых спейсеров X-Stop (26 на уровне L₄-L₅ и 12 на уровнях L₃-L₅, из них 34 титановых и 8 полиэфирэфиркетонных (далее РЕЕК)). Частота переломов остистого отростка, выявленная на КТ, однако, не диагностированная на рентгенограммах, составила 22% (11 пациентов) [113]. Авторы полагают, что переломы не обнаруживались на рентгенограммах из-за развития локального остеопороза и наличия металлического компонента импланта, который мог маскировать линии перелома. Что интерес-

но, только у 5 из 11 пациентов перелом остистого отростка вызывал какие-либо симптомы, и только 3 импланта были удалены при выполнении декомпрессии.

В третьем исследовании приняло участие 69 пациентов (46 – одноуровневая фиксация и 23 – двухуровневая) со сроком наблюдения 23 месяца. У 8 пациентов (11,6%) развились осложнения, связанные с установкой устройства: 4 миграции фиксатора и 4 перелома остистых отростков [33].

Частота повторных операции после установки межостистых спейсеров составляет, по разным данным, от 4,6% до 85% [25,91,99,166]. Kuchta с соавт. [121] провел исследование с участием 175 пациентов. У 8 (4,6%) из них позднее было выполнено удаление устройства с выполнением микрохирургической декомпрессии. Авторы пришли к выводу, что спейсеры X-Stop, в целом, показали удовлетворительные кратко- и долгосрочные результаты по данным Освестровского опросника (ODI) и Визуальной аналоговой шкалы (VAS).

Veerhoof с соавт. [188] провели исследование с участием 12 пациентов после установки спейсеров X-Stop по поводу поясничного спинального стеноза и спондилолистеза I степени. У 10 пациентов выполнена одноуровневая, а у 2 – двухуровневая фиксация. Повторное оперативное вмешательство, в объем которого входила декомпрессия и заднелатеральный спондилодез, было выполнено у 7 (58%) пациентов через 2 года после операции. В двух других исследованиях частота повторных операций варьировалась от 6% (3 из 50 устройств) до 85% (11 из 13) [31,44].

Неудовлетворительные результаты применения имплантов, характеризующиеся рецидивирующим болевым синдромом, отмечались в 66,7% – 77% случаев [47,50,121,188]. Bowers с соавт. [47] прооперировали 13 пациентов с использованием спейсеров X-Stop. Болевой синдром уменьшился у 72% пациентов, однако рецидивировал у 77%. Brussee с соавт. [50] на выборке из 65 пациентов (средний возраст 64,4 года) после установки спейсеров X-Stop оценили результаты как «неудовлетворительные» у 68,9% пациентов.

Rolfe с соавт. [164] оценили результаты использования межостистых спейсеров у пациентов со сколиозами. В исследовании приняло участие 179 пациен-

тов. Пациенты были разделены на 3 группы: (1) 116 контрольных пациентов с перемежающейся хромотой без сколиоза, (2) 41 пациент со сколиозом 11-24 градуса, (3) 22 пациента со сколиозами более 25 градусов. Наличие сколиоза высокой степени коррелировало с худшими результатами применения спейсеров X-Stop по данным ODI (56% у первой и второй группы и 18% у третьей группы).

Общим недостатком всех межпозвонковых спейсеров является кифозирование стабилизируемого сегмента, что отрицательно сказывается на сагиттальном балансе позвоночного столба. Это приводит к высокому риску миграции фиксатора и развитию усталостных переломов и деформаций остистых отростков. По этим соображениям не рекомендуется использовать эти устройства для лечения дегенеративных заболеваний позвоночного столба.

2.2. Транспедикулярные динамические системы

Основная задача транспедикулярных динамических систем – создание достаточного натяжения в задних отделах позвоночного столба. В биомеханических исследованиях, системы на основе динамических стержней ведут себя аналогично ригидным системам, в том числе в отношении прочностных свойств [120]. В тех же биомеханических исследованиях было показано, что динамические стержни в сочетании с динамическими винтами более эффективны для фиксации позвоночного сегмента.

2.2.1. Лигаментопластика по Graf

В 1992 году Henry Graf для лечения болей в нижней части спины без выполнения спондилодеза предложил систему динамической стабилизации, основанную на введении титановых транспедикулярных винтов в тело позвонка выше и ниже уровня поражения, для соединения которых использовался плетеный полипропиленовый жгут (рисунок 2.2) [82]. Согласно его теории, аномальные ротационные движения являлись основной причиной появления болевого синдрома в нижней части спины. Концепция предполагала замыкание фасеточных суставов и устранение ротации.

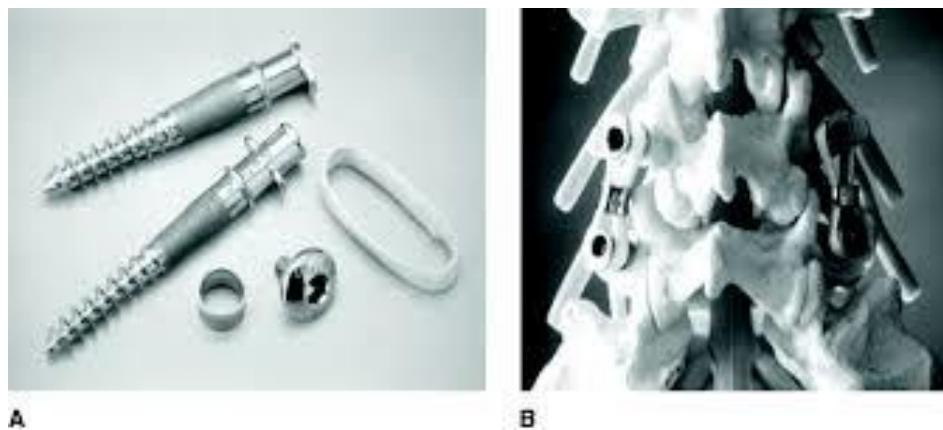


Рисунок 2.2. А. Система Graf в разобранном виде; В. Винты соединяются эластичными связками, которые натягиваются для обеспечения стабильности.

Считалось, что благодаря созданию компрессии на задние отделы фиброзного кольца, система Graf'a позволяет инволюционировать его разрывам. Однако как позже выяснилось, операция Graf перераспределяет нагрузку с передних отделов диска на заднюю часть фиброзного кольца, существенно увеличивая давление на диск в этой области. Это ускоряет дегенерацию диска, чем, вероятно, объясняется появление поздних осложнений операции [77]. Кроме того, инклинация фасеточных суставов приводит к развитию спондилоартроза в фиксируемом сегменте.

Ранние результаты операции Graf'a показали незначительное улучшение функциональной способности позвоночного столба и высокий процент повторных операций. Grevitt с соавт. [83] выполнил исследование результатов после лигаментопластики по Graf у 50 пациентов с выраженной симптоматической дегенерацией межпозвонкового диска и хроническим болевым синдромом в нижней части спины. Данные опросника ODI показали улучшение после операции с 59% до 31%, однако послеоперационные радикулопатии были выявлены у 12 из 50 пациентов. Авторы пришли к выводу, что лигаментопластика по Graf существенно увеличивает риск развития латерального стеноза, особенно в случае наличия предшествующих дегенеративных изменений фасеточных суставов или пролабирования желтых связок, в связи с чем, авторы рекомендовали выполнение профилактической фораминальной декомпрессии.

Markwalder с соавт. [137] сообщали о долгосрочных результатах лечения 41 пациента после лигаментопластики по Graf. У 66% пациентов болевой синдром отсутствовал, 25,7% сообщали о значительном снижении выраженности болевого синдрома и у 7,7% болевой синдром снизился умеренно. Авторы пришли к выводу, что у молодых пациентов с болями в спине механического происхождения, неподдающимся консервативному лечению, лигаментопластика по Graf является приемлемой альтернативой спондилодезу и уменьшает выраженность симптомов в долгосрочной перспективе.

Nadlow с соавт. [87] провели ретроспективное сравнительное исследование по типу случай-контроль между лигаментопластикой по Graf и заднелатеральным спондилодезом у 83 пациентов, страдавших от болей в нижней части спины. Частота повторных операций была значительно выше после лигаментопластики (72%) через 2 года после первичной операции. По этой причине авторы пришли к выводу, что операция Graf не имеет преимуществ перед заднелатеральным спондилодезом.

Kanayama с соавт. [106] изучали результаты 10-ти летнего наблюдения пациентов после установки системы Graf. В исследовании приняло участие 53 пациента. Однако только у 43 имелись подробные данные о клинических и рентгенологических результатах лечения. У 23 пациентов был диагностирован дегенеративный спондилолистез, у 13 – грыжа диска с флексией нестабильностью, у 4 – поясничный спинальный стеноз с флексией нестабильностью и у 3 пациентов имел место дегенеративный сколиоз. Авторы пришли к выводу об эффективности применения лигаментопластики по Graf у пациентов при спондилолистезах низкой степени выраженности и наличии флексией нестабильности. Однако операция имеет ограничение относительно коррекции деформации и не рекомендуется для лечения дегенеративных сколиозов и латеролистеза.

Choi с соавт. [59] ретроспективно оценили отдаленные результаты лечения 43 пациентов после операции Graf при дегенеративных спинальных стенозах. Срок наблюдения составил 8 лет. Авторы оценивали угловую и сагиттальную стабильность, а так же стабильность в смежных (выше- и нижележащих) сегмен-

тах. Авторы пришли к выводу, что операция Graf приводит к дегенерации диска и фасеточных суставов в прооперированном сегменте и к развитию синдрома смежного уровня из-за аномального распределения нагрузок.

В настоящее время данная методика имеет скорее исторический интерес, т.к. её практическая применимость вызывает сомнения. Основными недостатками системы, на наш взгляд, являются отсутствие стабилизации двигательного сегмента в сагиттальной плоскости и несимметричное распределение нагрузок. Это приводит не только к дегенерации задних отделов межпозвонкового диска, но и увеличивает степень спондилолистеза (при его наличии), а так же вызывает инклинацию фасеточных суставов, и, как следствие, развитие дегенеративных изменений. Кроме того, стержень, используемый в системе (полиэстеровая нить) имеет тенденцию к растяжению и потере изначальной формы с течением времени, что отрицательно сказывается на фиксации прооперированного сегмента. Тем не менее, Henry Graf стал пионером в области динамической стабилизации, заложив основные принципы конструкции динамических фиксирующих систем, которые используются в их разработке и в настоящее время.

2.2.2. The Fulcrum-Assisted Soft Stabilization system (FASS)

Система динамической стабилизации с точкой опоры была разработана Sengupta и Mulholland [174] для устранения основных недостатков системы Graf, для чего предусматривалось создание точки опоры, помещенной между педикулярными винтами перед связками, выступающей в качестве дистрактора для задней части фиброзного кольца (рисунок 2.3). Эластичные связки крепятся к головкам педикулярных винтов, кзади от точки опоры и обеспечивают сохранение лордоза. Наличие точки опоры трансформирует компрессионное усилие эластичных связок в переднее дистракционное усилие, тем самым разгружая диск. Несмотря на успешные биомеханические испытания, в настоящее время клинических данных о применении системы нет [113].

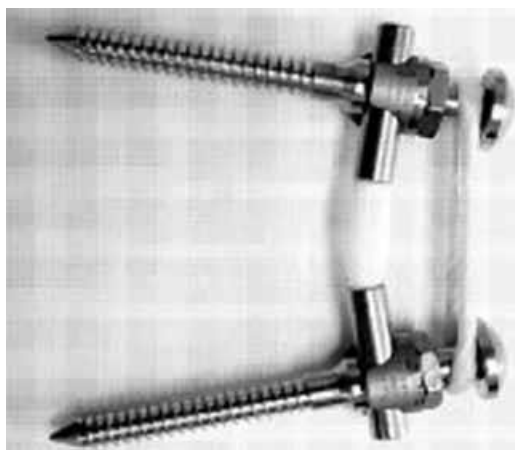


Рисунок 2.3 - Система «The Fulcrum-Assisted Soft Stabilization» (FASS).

2.2.3. Dynamic Neutralization System

Система динамической нейтрализации (*Dynamic Neutralization System*) – DyNeSys (Zimmer Spine, Inc., Warsaw, IN) была разработана в 1994 году Dubois с соавт. [66], основываясь на концепции дегенеративного каскада Kirkaldy-Willis [114]. Основная задача данной системы – устранение сгибающих, торсионных и рассекающих усилий, снизив, таким образом, нагрузку на диск и восстановив физиологическую подвижность сегмента, обеспечив, в то же время, защиту смежных сегментов [60,66,72].

Система была значительным образом доработана Stoll с соавт. [180] в 2002 году, и настоящее время состоит из педикулярных винтов из титанового сплава (Protasul 100) и полиэтилентерефталатовых шнуров (PET) с поликарбонатными уретановыми спейсерами (PCU) [41,109]. В системе используются длинные PCU-спейсеры, которые позволяют контролировать степень дистракции и компрессии сегмента, в отличие от системы Graf, что способствует сохранению высоты межпозвонкового отверстия и снижает нагрузки на заднюю часть фиброзного кольца [64,170]. Кроме того, PET-шнуры устойчивы к растяжению при сгибании позвоночного столба (рисунок 2.4). Система разрешена к применению с 2004 года для задней стабилизации в качестве дополнения к спондилодезу в поясничном отделе позвоночника [41,109]. Очень большое число исследований было посвящено применению системы Dynesys однако полученные результаты неоднозначны.

Так, Stoll с соавт. [180] изучал результаты лечения 83 пациентов, прооперированных по поводу поясничного спинального стеноза, дегенеративных заболеваний межпозвонковых дисков, грыж диска и ревизионных вмешательств. Средний срок наблюдения составил 38,1 месяцев. Среди осложнений после фиксации было выявлено 2 смещения винтов (1 повторная операция) и 1 миграция винта на рентгенограммах (ревизионная операция с удалением системы). Кроме того, было выявлено 9 осложнений, несвязанных с имплантом. У 7 пациентов наблюдалась дегенерация смежного сегмента, что вызывало необходимость выполнения повторной операции. Средний балл ODI составил 55,4% до операции и 22,9% после операции ($p < 0,001$). Авторы пришли к выводу об эффективности операции и снижении частоты развития синдрома смежного сегмента.



Рисунок 2.4. Основные компоненты системы «Dynesys» и принцип работы системы.

Putzier с соавт. [161] выполнил исследование результатов дискэктомии с/без задней динамической стабилизации системой Dynesys у 84 пациентов. Система была использована у 35 пациентов. Средний срок наблюдения составил 34 месяца. Признаки дегенерации диска Modic 1 были выявлены у всех пациентов. Авторы пришли к выводу, что после применения системы Dynesys реже выявлялись признаки прогрессирования дегенеративных изменений.

Schaeren с соавт. [169] проанализировали результаты лечения 26 пациентов, страдавших от поясничного спинального стеноза и дегенеративного спондилолистеза. Всем пациентам выполнялась декомпрессия и задняя динамическая стаби-

лизация системой Dynesys. Средний срок наблюдения составил 52 месяца. Все пациенты были обследованы клинически и рентгенологически. Уровень удовлетворенности пациентов проведенным лечением составил 95%. Спустя 2 года после операции у 3 пациентов развилась миграция фиксаторов, однако ни один случай не требовал повторного оперативного вмешательства. Еще у 1 пациента развилась нестабильность в связи с поломкой винта, а у 9 (47%) пациентов был диагностирован синдром смежного сегмента спустя 4 года.

Schanke с соавт. [170] провели исследование, посвященное оперативному лечению поясничного спинального стеноза с дегенеративным спондилолистезом у 26 пациентов. Всем пациентам выполнялась интраламинарная декомпрессия и динамическая стабилизация системой Dynesys. Авторы сообщали о выявлении признаков дегенерации смежных сегментов в 29% случаев применения системы Dynesys после 2-х летнего срока наблюдения. Кроме того, осложнения со стороны конструкции отмечались у 17% пациентов: из 96 винтов 4 мигрировали и 1 сломался. Те же параметры оценивались еще через 2 года: прогрессирования нестабильности выявлено не было. Авторы пришли к выводу, что система обеспечивает достаточный уровень стабилизации для предотвращения развития нестабильности.

В ряде исследований изучалось влияние системы Dynesys на патологию смежного сегмента. Так, Sakir с соавт. [53] сравнивали группы пациентов после (1) декомпрессии и фиксации системой Dynesys ($n = 11$), (2) декомпрессии и спондилодеза ($n = 15$). Всего в исследовании приняло участие 26 пациентов с болями в нижней части спины и перемежающейся хромотой в связи с дегенеративной нестабильностью и стенозом сегмента L_4-L_5 . Объем движений оценивался как на уровне L_4-L_5 , так и в смежных с ним сегментах L_3-L_4 и L_5-S_1 . Авторы не выявили клинически значимых различий в развитии дегенерации смежного сегмента между двумя группам в срок наблюдения до 24 месяцев.

Grob с соавт. [84] ретроспективно оценили результаты применения системы Dynesys для лечения дегенеративных заболеваний диска или нестабильности, ассоциированной со стенозом у 50 пациентов. Из этой группы 31 пациент имел срок

наблюдения не менее 2 лет. Авторы выявили существенное улучшение качества жизни и функционального статуса пациентов. Около 50% пациентов отмечали существенное улучшение состояния после выполнения операции. Однако, статистически, преимуществ системы Dynesys перед спондилодезом выявлено не было.

Cheng с соавт. [57] сообщал об отсутствии значимых различий между системой Dynesys и ригидным спондилодезом при лечении синдрома смежного сегмента.

В ряде исследований сообщается, что применение системы Dynesys превосходит клинические результаты в сравнении с традиционным спондилодезом. Так, Bothmann с соавт. [45] оценивал клиническую картину, данные рентгенограмм и КТ-сканов в группе из 57 пациентов, прооперированных с использованием системы Dynesys. Результаты оценки болевого синдрома по шкале ВАШ улучшились в 29 случаях (79%), при этом оптимальный результат достигался при сочетании динамической фиксации с декомпрессией нервного корешка. Результаты не превосходили таковые для классического спондилодеза, а повторные операции, связанные с появлением осложнений, были выполнены в 27,5% случаев.

Cienciala с соавт. [60] изучали динамическую стабилизацию системой Dynesys у 102 пациентов с дегенеративными заболеваниями диска. Статистически значимое улучшение состояния пациентов наблюдалось в течение всего 3-х летнего периода наблюдения. Положительный эффект заключался в регрессе грыжевого выпячивания диска и восстановлении как задней продольной связки, так и пространства поясничного позвоночного канала. Регресс грыжи диска был подтвержден по данным повторных МР-томограмм у 26 пациентов. За 3-х летний период наблюдения у пациентов улучшилось субъективное состояние, морфологическая картина, регрессировал болевой синдром и улучшился функциональный статус.

Di Silvestre [65] при помощи опросников ODI, Roland Morris, VAS и данных методов медицинской визуализации оценил клинические результаты применения системы Dynesys у пожилых пациентов с дегенеративным сколиозом. Клиниче-

ские результаты показали безопасность методики, низкую частоту осложнений и статистически значимое улучшение клинических результатов лечения.

Ко с соавт. [117] изучали миграцию винтов у 71 пациента после декомпрессии и стабилизации системой Dynesys. Ослабление винтов наблюдалось у 19,7% пациентов, однако это осложнение не влияло на клинический результат. Интересно отметить, что миграция винтов никогда не встречалась в средней части позвоночного столба и чаще всего наблюдалось в крайних сегментах.

Такой существенный разброс данных о результатах лечения с использованием системы Dynesys, на наш взгляд, является результатом чрезмерно расширенных показаний к её применению. Система показана к применению у пациентов с дегенеративными заболеваниями позвоночного двигательного сегмента, нестабильностью в сочетании с функциональными или структурными стенозами позвоночного канала. Противопоказаниями к применению методики, в свою очередь, являются переломы позвоночника, инфекция, дегенеративный спондилолистез >I°-II°, фасетэктомия и стабилизация грудного или шейного отделов позвоночника в анамнезе.

2.2.4. Система Cosmic

Система Cosmic (*Ulrich medical*) основана на педикулярных винтах с шарнирными головками авторской конструкции и ригидных стержнях (рисунок 2.5). Система разработана Stempel с соавт. [181] в 2000 году. Такая комбинация обеспечивает сохранение движений между головкой винта и поперечно расположенным стержнем в сагиттальной плоскости при сгибательно-разгибательных движениях позвоночного столба. Таким образом, нагрузки распределяются между системой и передней колонной, что существенно снижает стрессовые нагрузки в системе кость-винт [181,182]. В первых системах винты изготавливались из титанового сплава, а с 2002 года покрываются фосфатом кальция для стимуляции костеобразования вокруг винта.

Показания к применению системы Cosmic: (1) симптоматический поясничный спинальный стеноз, (2) хронический рецидивирующий дискогенный болевой

синдром в поясничном отделе позвоночника, (3) фасеточный синдром, (4) рецидивирующие грыжи диска в сочетании со спондилолистезом, а так же (5) увеличение существующего спондилолистеза в случаях болезненной дегенерации смежного сегмента.

Возкуş с соавт. [48] пришли к выводу, что динамическая стабилизация системой Cosmic обеспечивает стабильность, сопоставимую с ригидной системой. Авторы отмечали, что применение системы Cosmic устраняет болевой синдром и восстанавливает неврологические функции без коррекции деформации. Кроме того, по результатам двухлетнего наблюдения применение динамических винтов показало результаты, схожие со спондилодезом [153]. Однако систему Cosmic нельзя использовать при фиксации более 3-х сегментов позвоночного столба. Kaner с соавт. [110] так же пришел к выводу, что использование шарнирных винтов эффективно в отношении дегенеративного спондилолистеза, стеноза позвоночного канала и рецидивирующих грыж диска. Rodrigues с соавт. [163] провели ретроспективное исследование качества жизни и выраженности болевого синдрома у пациентов прооперированных с использованием системы Cosmic. Авторы отметили улучшение качества жизни в срок наблюдения 29.5 месяцев.

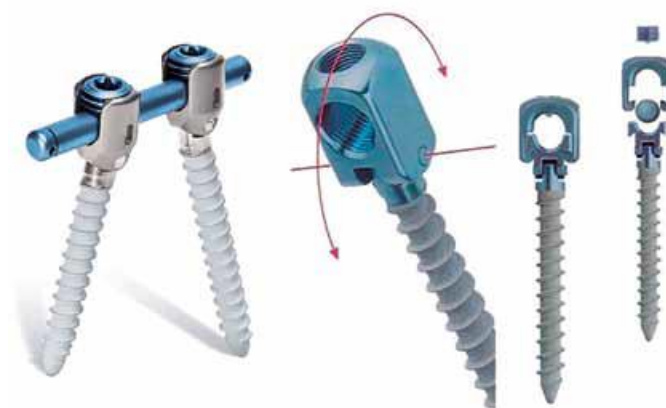


Рисунок 2.5 - Система «Cosmic»: принцип работы и конструкция шарнирных винтов.

Данные шкалы SF-36 улучшились с 33,15% до 75,99%. Различия были признаны статистически значимыми ($p < 0,0001$). Ослабление винтов было выявлено в 5,2% и 5,03% случаев, и только в 1 случае была выявлена дегенерация смежного

сегмента. Частота переломов винта была низкой и не все случаи сопровождались наличием клинической картины.

Maleci с соавт. [135], при использовании системы Cosmic, отмечали хорошие результаты с низкой частотой осложнений в сроки наблюдения 2 года. Авторы подчеркнули преимущества методики: снижение операционной травмы, отсутствие осложнений со стороны донорского ложа, сохранение межпозвонкового хряща. Не было выполнено ни одного спондилодеза в сроки наблюдения, однако был выявлен ряд случаев фиброза.

Stempel с соавт. [182] провел исследование результатов лечения дегенеративных заболеваний позвоночника системой Cosmic после двухлетнего периода. Результаты исследования показали, что система Cosmic является достойной альтернативой традиционному спондилодезу в лечении дегенеративных заболеваний позвоночника, однако необходимы долгосрочные исследования для полного изучения влияния системы на развитие синдрома смежного сегмента.

2.2.5. Система Isobar TLL

Isobar TLL System (*Scient'x USA*) – система состоящая из штанг на основе титанового сплава (TiAlV) и ригидных динамических винтов (моно- или полиаксиальных). На штангах расположен титановый O-образный демпфер, благодаря которому обеспечивается небольшая свобода движений как аксиальных, так и в угловых движениях (рисунок 2.6). Система получила одобрение FDA в ноябре 1999 года. Isobar TLL является ригидно-динамической системой и обеспечивает ограниченный объем движений в зоне спондилодеза, снижая тем самым нагрузку на смежный диск и защищая его от дегенеративных изменений [31]. Однако, в биомеханических исследованиях на кадаверинном материале было показано, что Isobar TLL оказывает стабилизирующий эффект только в пределах передней колонны позвоночного столба [168].

Zhang с соавт. [198] изучали эффективность системы Isobar TLL в краткосрочной перспективе у 38 пациентов, прооперированных по поводу дегенеративных заболеваний позвоночника с 2007 по 2011 год. Средний срок наблюдения со-

ставил 27,8 месяцев. Результаты исследования показали, что система Isobar TTL обеспечивает надежную фиксацию. Её применение не вызывает миграции или поломки винтов и дегенерации смежного сегмента. Авторы пришли к выводу, что система показывает хорошие результаты в краткосрочной перспективе для лечения дегенеративных заболеваний позвоночного столба.

Perrin с соавт. [157] провели ретроспективное исследование динамической стабилизации системой Isobar TTL у 22 пациентов по поводу поясничного спондилолистеза. Фиксация выполнялась при помощи ПEEK-кейджов и системы Isobar TTL. За 8,27-летний срок наблюдения 68,2% пациентов сообщили об умеренной боли в нижних конечностях, 72% пациентов сообщили об отсутствии или умеренно выраженном болевом синдроме в нижней части спины, а у 91% пациентов жалобы отсутствовали вовсе. Смежный уровень так же оказывается защищенным системой Isobar TTL.

Okuda с соавт. [151] изучили долгосрочные результаты установки системы Isobar. В исследование было включено 87 пациентов с уровнем фиксации L₄-L₅ по поводу дегенеративного спондилолистеза.



Рисунок 2.6. Система Isobar TTL: стержень с титановым демпфером

Срок наблюдения составил 2 года. 68,2% пациентов сообщили о наличии слабого болевого синдрома в нижних конечностях, у 72% болевой синдром отсутствовал или был слабо выражен. 91% пациентов были удовлетворены результатами оперативного лечения. Авторы так же сообщали об отсутствии изменений в смежном уровне.

2.2.6. Система CD-Horizon

Системы динамической стабилизации CD-Horizon Agile и CD-Horizon legacy PEEK (*Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN*) применяются для фиксации на уровне спондилодеза и смежном с ним сегменте [52,109]. За время своего существования, система выпускалась в 2 вариантах.

В 2005 году было получено одобрение FDA для использования системы в сочетании с динамическими PEEK-стержням, более гибкими, чем титановые, но сопоставимо устойчивыми к стрессовым нагрузкам. Кроме того, применение таких стержней вызывает уменьшение нагрузок на заднюю колонну позвоночного столба.

Так, Abode-Iyama с соавт. [23] на кадаверном материале определяли различия во внутридисковом давлении при использовании PEEK-стержней и титановых стержней. Давление оказалось сильнее при использовании титановых стержней. Авторы пришли к выводу, что стержни PEEK снижают повреждение диска в смежном сегменте за счет снижения внутридискового давления (рисунок 2.7).

Highsmith с соавт. [94] в своем биомеханическом исследовании пришли к выводу, что PEEK стержни гораздо более гибкие, чем титановые. Кроме того, авторы отмечали хорошие показатели ригидности при сгибании/разгибании в сочетании с использованием межтелового спейсера.

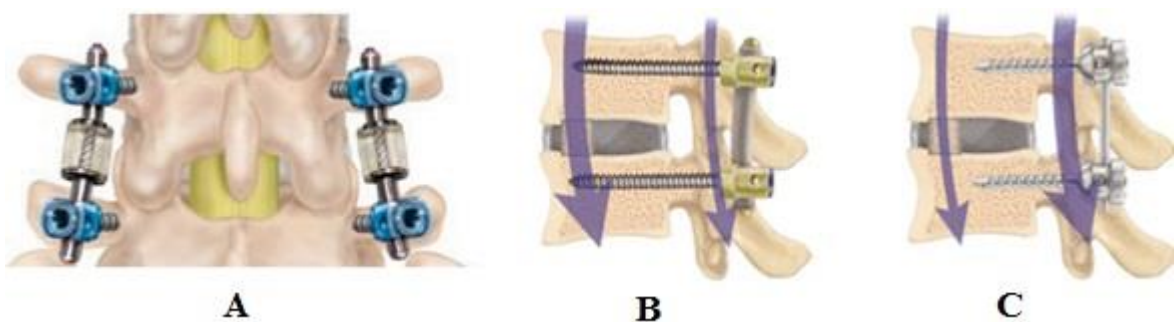


Рисунок 2.7. (А) Система «CD-Horizon Agile»; распределение нагрузок при использовании PEEK (В) и титановых стержней (С) в системе «CD-Horizon Legacy».

В настоящее время, PEEK-стержень одобрен FDA для выполнения только одноуровневой фиксации при межтеловом спондилодезе и, по сути, лишь облегчает его выполнение.

С 2007 года система получила одобрение FDA на применение ригидных стержней Agile [111]. Однако в ряде исследований было показано, что данный тип стержней деформировался в результате перегрузок и стрессовых нагрузок, что делает неприемлемым его применение в клинической практике. В настоящее время стержень Agile запрещен для использования в конструкциях подобного типа и применяется исключительно в системе Saphinas, где были получены хорошие клинические результаты [111]. В настоящее время весьма перспективной разработкой является улучшенная более гибкая версия стержня Agile, получившая название Balanc. Стержень был предложен для использования с динамическими винтами системы CD Horizon, однако окончательных данных о применении этого стержня в настоящий момент нет.

2.2.7. Система Accuflex Rod

Система Accuflex Rod System (*Globus Medical Inc.*) состоит из динамического стержня и 6,5 мм педикулярных титановых винтов. Стержни содержат двухвитковые спирали, обеспечивающие сгибательно-разгибательные движения, при этом сохраняя в натяжении задние структуры, разгружая тем самым межпозвоночный диск (рисунок 2.8). Система получила одобрение FDA в 2005 году для динамической фиксации одного позвоночного сегмента при выполнении спондилодеза.

В исследовании Reyes-Sánchez с соавт. [162] 20-ти пациентам была выполнена динамическая стабилизация системой Accuflex по поводу поясничного спинального стеноза и дисфункции двигательного сегмента. В исследовании было дано полное описание клинической, рентгенологической и МР-картины. За 2-х летний период наблюдения, у 22,22% пациентов устройство было удалено из-за усталостных деформаций. В то же время у 83% не было выявлено прогрессирования дегенерации диска после установки системы. У 3 пациентов (16%) отмечалось восстановление гидратации диска по данным МРТ.



Рисунок 2.8. Система Accuflex Rod

Mandigo с соавт. [136] выполнили проспективное исследование результатов применения системы Accuflex на 170 пациентах. Срок наблюдения составил 1 год. Авторы сообщали о сопоставимых со спондилодезом результатах лечения.

Из приведенных данных становится очевидным, что высокая частота несостоятельности импланта и отсутствие значимых различий со спондилодезом ставят под сомнение целесообразность применения данной системы.

2.2.8. Система Bioflex Spring Rod

Основным компонентом системы Bioflex Spring Rod (*Bio-Spine Inc.*) являются нитиноловые стержни, имеющие 1-2 спиральных витка для обеспечения стабильности при сгибании, разгибании и боковых наклонах (рисунок 2.9). Нитинол – это сплав титана и никеля, называемый так же «металл с памятью формы» из-за способности восстанавливать исходную форму после деформации.



Рисунок 2.9 - Система Bioflex Spring Rod

Kim с соавт. [113] провели исследование с участием 103 пациентов после установки системы Bioflex. Объем движений позвоночного столба у пациентов определялся до и после операции. Пациенты разделялись на 2 группы: в первую группу вошли пациенты после динамической стабилизации с/без заднего межте-

лового спондилодеза. Во вторую – пациенты после выполнения ригидной фиксации (только система PLIF+ Bioflex). Изменения в объеме движений у пациентов без использования PLIF были расценены как значительные, в то же время у пациентов без установки PLIF объем движений изменился незначительно. Авторы пришли к выводу, что система динамической стабилизации Nitinol Bioflex обеспечивает стабилизацию с сохранением физиологического объема движений, что, в свою очередь, снижает дегенеративные изменения смежных сегментов.

Zhang с соавт. [198] провели исследование функциональной подвижности позвоночного сегмента через год и более после установки системы Bioflex. В исследовании приняли участие 12 пациентов: у 6 пациентов система была установлена на уровне L₃-L₄-L₅, у других 6 пациентов – на уровне L₄-L₅-S₁. Период наблюдения составил от 12 до 33 месяцев. Через 3, 6, 9, 12 и более месяцев у всех пациентов оценивалось нейтральное боковое сгибание, разгибание, а так же выполнялись контрольные рентгенограммы. Оценивался объем движений всего поясничного лордоза, включая сегменты L₂-S₁. Авторы пришли к выводу, что система Bioflex в некоторой степени сохраняет функциональный объем движений на уровне спондилодеза. Однако объем движений в прооперированных сегментах был ниже дооперационных значений, хотя общая кривизна лордоза сохранялась.

2.2.9. Система NFlex

NFlex (*Synthes Spine Inc., West Chester, PA*) система динамической стабилизации, состоящая из 2-х частей: полиаксиальный транспедикулярный винт и титановый стержень с поликарбонатно-уретановой муфтой, обеспечивающей удлинение и угловые смещения при сгибании, а так же компрессию при разгибании. Стержень устанавливается в транспедикулярные винты стандартным образом, причем один винт обязательно фиксируется на муфте, а остальные – на титановом стержне. Композитная муфта не прикреплена к титановому сердечнику, таким образом, компрессионные усилия распределяются на динамическую структуру (рисунк 2.10).

Система была апробирована в 2006 году. В здоровом позвоночнике сгибание всегда сопровождается удлинением задних отделов, поэтому любое устрой-

ство, обеспечивающее физиологическое сгибание, не должно препятствовать этому процессу. Оказалось, что имитировать этот процесс достаточно трудно [150].

Биомеханические испытания N-Flex показали, то во всех нагружаемых моделях система обеспечивала достаточную стабильность, даже большую, чем в интактных позвонках [131]. При этом существенно меньшая ригидность фиксации позволяет рассматривать систему N-Flex как динамическое устройство для клинической практики.

Ames с соавт. [27] изучили ранние рентгенологические и клинические результаты применения системы N-Flex у 40 пациентов со спинальным стенозом, дегенеративным спондилолистезом, синдромом смежного уровня, рецидивирующей грыжей диска, дегенерацией диска. Средний срок наблюдения составил 6,3 месяца (4-12 месяцев). Среднее значение VAS снизилось с 7,8 до 3,8 ($p < 0,001$), результаты ODI – с 46,5 до 25,0 ($p < 0,001$). Оценка объема движений у 4 случайно выбранных пациентов через 6 месяцев после операции показала в среднем 53% восстановления предоперационного объема движений в оперированном сегменте. Не было выявлено ни одного осложнения со стороны стержней или миграции винтов. Авторы пришли к выводу о надежности динамической стабилизации системой N-Flex.



Рисунок 2.10. Система «N-Flex» и принцип работы динамического стержня.

Были проведены так же мультицентровое исследование, посвященное системе NFlex [63]. В исследовании приняло участие 72 пациента, прооперированных по поводу дегенеративных заболеваний позвоночника. Средний срок наблюдения составил 25,6 месяцев. Состояние пациентов определялось при помощи ODI и VAS. Было выявлено всего 3 осложнения со стороны импланта. Авторы

пришли к выводу, что система может стать хорошей альтернативой ригидной фиксации т.к. устраняет болевой синдром и восстанавливает функциональное состояние пациентов.

2.2.10. Система Stabilimax NZ

Система Stabilimax NZ (*Applied Spine Technologies, New Haven, CT*) разработана специально для устранения импакции нейтральной зоны при болях в спине механического происхождения [197]. Ключевым элементом конструкции являются шаровые шарниры, снижающие нагрузку на педикулярные винты и двойные соединительные пружины (рисунок 2.11) [41,197].

Как уже говорилось выше, Panjabi с соавт. в своем исследовании пришел к выводу о важной роли т.н. «нейтральной зоны» в развитии нестабильности поясничного отдела позвоночника [154]. Нейтральная зона – это диапазон внутрипозвоночных движений в нейтральном положении тела, где обнаруживается небольшое пассивное сопротивление позвоночного столба. Считается, что нейтральная зона увеличивается при повреждении и дегенерации диска, что приводит к усилению нестабильности и болевого синдрома [197].

Показаниями для использования системы являются выраженные дегенеративные спинальные стенозы и дискогенная боль в нижней части спины. Система Stabilimax NZ одобрена FDA для проведения рандомизированных контролируемых исследований для сравнения со спондилодезом в лечении спинального стеноза с/без спондилолистеза I степени. В настоящее время система проходит рандомизированные клинические испытания на территории США.



Рисунок 2.11. Система «Stabilimax NZ».

2.3. Системы тотальной фасеточной артропластики

2.3.1. Система тотальной задней артропластики

The Total Posterior Arthroplasty System – TOPS (*Impliant Spine, Princeton, NJ*) – система тотальной задней артропластики с транспедикулярным механизмом фиксации, разработанная для создания динамической мультиосной 3-х колонной стабилизации с сохранением нормальной подвижности сегмента (Рисунок 2.12). Состоит из металлических и полимерных компонентов [159,191].

Wilke с соавт. [194] опубликовали результаты кадаверных *in vitro* исследований TOPS на 6 препаратах. Истинная нагрузка на препараты составила $\pm 7,5$ Nm в сгибании/разгибании, латеральном наклоне и осевой ротации. Испытания проводились в следующих вариантах: (1) интактный сегмент; (2) после двусторонней ламинэктомии, включая фасетэктомию нижних фасеточных суставов вышележащего L4 позвонка; и (3) после установки устройства. Объем движений, нейтральная зона, и внутридисковое давление оценивались во всех трех случаях. Во втором эксперименте, объем движений во время аксиальной ротации оценивался как функция от различных положений сгибания/разгибания. Авторы пришли к выводу, что TOPS практически идеально моделирует объем движений при латеральном наклоне и аксиальной ротации в сравнении с интактным препаратом.

McAfee с соавт. [141] сообщали о результатах лечения 29 пациентов, прооперированных с применением системы TOPS по поводу поясничного спинального стеноза и/или спондилолистеза на уровне L₄-L₅. Среднее время операции составило 3,1 часа. Клинический статус пациентов существенно улучшился после операции. Через 1 год после операции средний балл ODI снизился на 41%, а по шкале VAS снижение отмечалось на 76 мм (от 100 мм исходного). Рентгенологический анализ показал сохранность движений в поясничном отделе позвоночника, сохранение высоты диска, отсутствие признаков миграции винтов. Не было выявлено нарушений работы устройства, его миграции и развития осложнений, связанных с его установкой.



Рисунок 2.12. Система «The Total Posterior Arthroplasty» (TOPS).

2.3.2. Система тотальной фасеточной артропластики

Total Facet Arthroplasty System – TFAS (*Archus Orthopedics, Inc., Redmond, WA*) – система тотальной фасеточной артропластики, разработанная для замены дегенеративно-измененных фасеточных суставов при помощи металлических имплантов, по принципам, аналогичным при протезировании коленного или тазобедренного сустава (рисунок 2.13) [191].

Показаниями для применения системы является выраженная дегенерация фасеточных суставов при поясничном спинальном стенозе. Для установки импланта необходимо выполнение тотальной ламинэктомии и резекции фасеточных суставов.

Phillips с соавт. [158] сообщали о проведении *in vitro* исследований TFAS на 9 кадаверных препаратах позвоночника человека от L1 до крестца. Показатели оценивались при сгибании-разгибании (от +8 до - 6Nm), латеральном наклоне (\pm 6Nm) и осевой ротации (\pm 5Nm). Сгибание-разгибание так же оценивалось при перегрузке в 400N. Образцы изучались как в интактном состоянии, так и после полной ламинэктомии L₃ с фасетэктомией L₃-L₄, после транспедикулярной фиксации L₃-L₄ и после установки L₃-L₄ имплантата TFAS. Объем движений оценивался во всех исследуемых направлениях. Во время сгибания-разгибания рассчитывались нейтральная зона и упругость для оценки качества движений. Авторы пришли к выводу, что после всех вариантов декомпрессии невральных элементов использование TFAS устранило необходимость выполнения спондилодеза путем стабилизации прооперированного позвонка по физиологическому принципу. При этом восстановилась физиологическая кинематика (объем и паттерн движений) про-

оперированного сегмента. Кроме того, TFAS обеспечивает более естественную кинематику смежного сегмента в сравнении со спондилодезом.

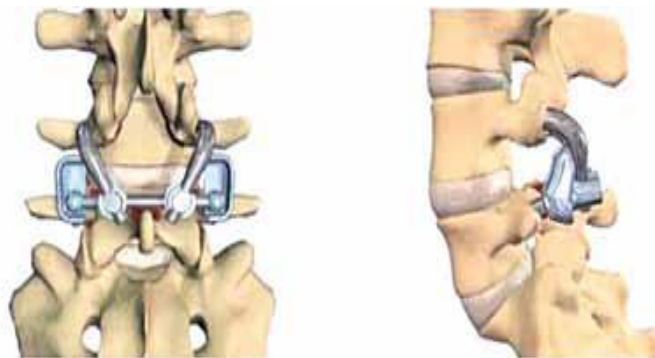


Рисунок 2.13. Система «The Total Facet Arthroplasty» (TFAS).

Таким образом настоящая глава диссертационной работы полностью посвящена вопросам применения динамической фиксации для профилактики развития синдрома смежного уровня. Глава представляет собой обзорное исследование, посвященное изучению всех представленных на сегодняшний день систем динамической фиксации с позиции профилактики развития синдрома смежного уровня, а так же показаний для их (систем) применения.

Резюме:

Синдром смежного уровня является одним из осложнений фиксации позвоночного сегмента ригидного и динамического типа. На сегодняшний день не существует идеальной системы динамической фиксации, способной в полной мере предупредить развитие данного осложнения.

2. В литературных источниках достаточно полно освещен вопрос математического моделирования синдрома смежного уровня, однако его связь с сагиттальным балансом недостаточно изучена. На наш взгляд, такой подход к изучению этой патологии позволит внести ясность в вопросы патогенеза и причин развития этого осложнения.

3. Изучение проблем нарушения биомеханики позвоночника после выполнения фиксации сегмента, по нашему мнению, позволит найти ключ к решению проблемы синдрома смежного уровня.

Глава 3. Методика оценки параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса

Прямохождение позволило человеку достичь интеллектуального, технологического и социального развития. Однако переход к прямохождению оказался возможным только через морфологическую адаптацию скелета, в частности, нижних конечностей, таза и позвоночника. Таз является ключевым звеном всех преобразований, выступая в качестве свободного базиса и подвергаясь действию силы тяжести от позвоночного столба, а так же силе реакции опоры, передаваемой через головки бедренных костей. Параллельно с адаптацией таза, появление изгибов позвоночного столба позволило достичь баланса для снижения стрессовых нагрузок на мышечно-связочные структуры и снизить силу мышечных сокращений, необходимых для его (баланса) поддержания [68].

Поясничный лордоз – ключевой компонент в формировании позы человека, который на протяжении многих лет интересует как клиницистов, так и исследователей. Несмотря на широкое использование параметра для оценки поструральных нарушений, многие вопросы, касающиеся измерений поясничного лордоза, до сих пор остаются без ответа. В научных исследованиях был продемонстрирован рост признания функционального и клинического значения поясничного лордоза [24,39,43,56,101]. Он является ключевым элементом в поддержании сагиттального баланса.

Сагиттальный баланс или «нейтральное вертикальное выравнивание позвоночника в сагиттальной плоскости» – основная цель хирургических, эргономических и физиотерапевтических процедур. В положении стоя сагиттальный баланс весьма хрупок: все стрессовые нагрузки от действия силы тяжести сохраняются во всех компонентах данной вертикальной системы. Динамическое управление центром тяжести является крайне важным, поскольку в положении стоя любое

нарушение баланса вызывает негативные эффекты, включая болевой синдром и анатомические нарушения.

Принятым критериям сагиттального баланса соответствует большой диапазон значений грудного и поясничного изгиба (50 мм разброс для C₇-S₁ у здоровых пациентов) [79,134]. Этот факт сильно усложняет изучение позвоночника или достижение хирургами, исследователями, клиницистами и пациентами схожих целей в формировании оптимальной осанки [62].

Целью настоящего исследования стала разработка методики оценки параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса, основанной на геометрических параметрах поясничного отдела позвоночника и крестца.

3.1. Материалы и методы

В исследовании приняло участие 108 пациентов, разделенных на 2 группы. В основную группу было включено 59 пациентов (41 женщина (69,5%) и 18 мужчин (30,5%)) с диагнозом «поясничный спинальный стеноз» на уровне сегментов L₁-L₅. Средний возраст пациентов основной группы составил 58,8 лет. В контрольную группу было включено 49 здоровых волонтеров (37 женщин (75,5%), 12 мужчин (24,5%)) без клинических признаков заболеваний поясничного отдела позвоночника. Средний возраст пациентов контрольной группы составил 48,1 лет. Всем пациентам выполнялась МРТ поясничного отдела позвоночника в положении лежа на спине.

Угол лордоза – это угол изгиба поясничного отдела позвоночника, верхней границей которого является верхняя замыкательная пластинка тела L₁, нижней – верхняя замыкательная пластинка тела S₁. Построим прямую (с), проходящую через верхний передний угол L₁ позвонка (точка А) и верхний передний угол S₁ позвонка (точка В). Опустим перпендикуляр (h) из центра прямой (с) к вентральной поверхности поясничных позвонков. Предположим, что прямая (с) является хордой окружности, а перпендикуляр (h) – есть высота сегмента окружности. Зная высоту сегмента окружности и длину хорды, радиус окружности вычисляется по формуле:

$$r = \frac{h}{2} + \frac{c^2}{8h}, \quad (1)$$

где: r – радиус окружности (мм); h – высота сегмента (мм); c – длина хорды (мм).

Зная радиус окружности, центральный угол сегмента окружности вычисляется по формуле:

$$\alpha = 2 \arcsin \frac{c}{2r}, \quad (2)$$

где: α – центральный угол сегмента окружности (рад); c – длина хорды (мм); r – радиус окружности (мм).

Тогда, длина дуги окружности (L) вычисляется по формуле

$$L = \alpha r, \quad (3)$$

где: L – длина дуги окружности; α – центральный угол сегмента окружности (рад); r – радиус окружности (мм).

На рисунке 3.1 представлено графическое отображение проводимых измерений: поясничный лордоз имеет идеальную аппроксимацию к дуге окружности, построенной стандартным геометрическим способом.

Поскольку параметры c , h , r , α и L связаны между собой геометрией круга, только одна из данных переменных может использоваться для статистического анализа. В нашем исследовании, это центральный угол сегмента окружности (α), сокращенно «центральный угол».

В статистическом анализе все угловые величины выражались в градусах, поэтому формула расчета центрального угла имеет вид:

$$\alpha = \frac{\left(2 \arcsin \frac{c}{2r}\right)}{0,017}, \quad (4)$$

Таким образом, для расчета центрального угла исследователю необходимо определение только двух дополнительных параметров на МР-граммах: высота сегмента окружности (h) и длина хорды (c). Так же у всех пациентов определялись следующие пояснично-крестцовые анатомические параметры: угол лордоза (β), наклон крестца (ST) и отклонение крестца (SD). Угол лордоза определялся как угол между верхней замыкательной пластинкой L_1 и верхней замыкательной пластинкой S_1 . Угол наклона крестца (ST , от *англ.* Sacral Tilt) – угол между верхней

замыкательной пластинкой S_1 и вертикальной осью координат в положении лежа на спине (аналог параметра Sacral Slope для вертикального положения [46,47,106]). Отклонение крестца (SD от *англ.* Sacral Deviation) – угол между горизонтальной осью координат и линией, соединяющей середину замыкательной пластинки S_1 с вентральной поверхностью диска S_2 - S_3 .

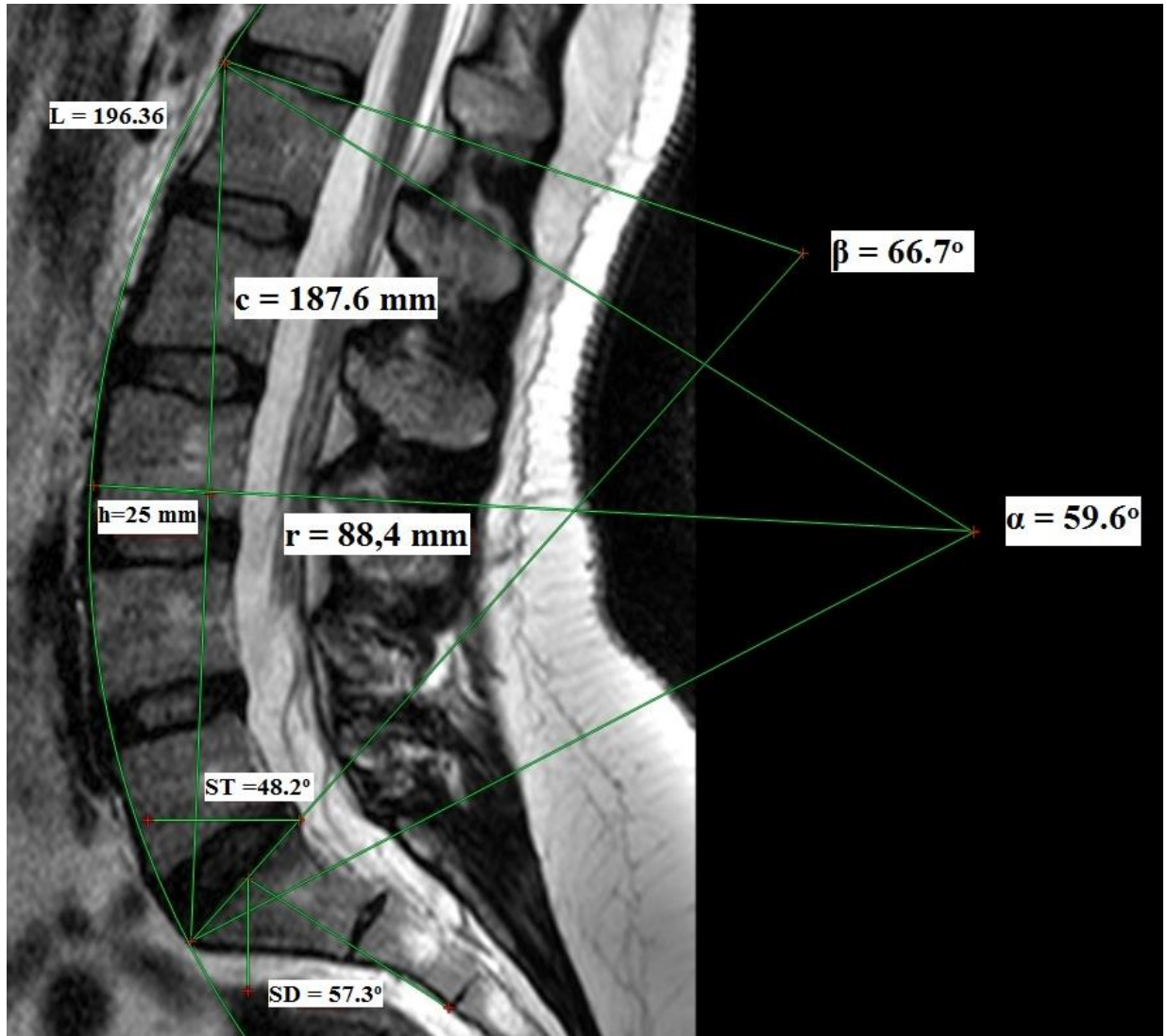


Рисунок 3.1. Сагиттальные пояснично-крестцовые параметры

L – длина дуги окружности; h – высота сегмента (мм); c – длина хорды (мм); r – радиус окружности (мм); α – центральный угол сегмента окружности (град); β – угол лордоза (град); ST – угол наклона крестца (град); SD – угол отклонения крестца (град).

Таким образом, у всех пациентов на МР-граммах измерялись следующие параметры: угол лордоза, высота сегмента, длина хорды, угол наклона крестца, угол отклонения крестца. Центральный угол рассчитывался автоматически при помощи формулы (4).

Для описания пояснично-крестцового сагиттального баланса мы использовали отношение угловых величин, взятых в пределах одной анатомической области:

1. Отношение угла лордоза к углу сегмента (поясничный коэффициент, K_l):

$$K_l = \frac{\beta}{\alpha}, \quad (5)$$

где: α – центральный угол (рад); β – угол лордоза (град).

Данное отношение описывает связь между углом лордоза и центральным углом. Другими словами, данный коэффициент отражает связь между анатомическими и геометрическими угловыми величинами поясничного отдела позвоночника в сагиттальной плоскости;

2. Отношение угла наклона к углу отклонения крестца (крестцовый коэффициент, K_s):

$$K_s = \frac{ST}{SD}, \quad (6)$$

где: ST – угол наклона крестца (град); SD – угол отклонения крестца (град).

Данное отношение описывает равновесное положение крестца в системе координат в сагиттальной плоскости;

3. Кроме того, нами был предложен параметр «Пояснично-крестцовый баланс» (LSB от *англ.* Lumbo-sacral balance), в математическом смысле представляющий собой модуль математической разности между поясничным и крестцовым коэффициентом:

$$LSB = |K_s - K_l| \quad (7)$$

Измерения производились помощи программы RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Польша). Данные измерений вносились в программу Microsoft Excel 2007 (MS Corp. USA), где по формулам (1), (3)-(7) автоматически рассчитывались

остальные параметры. Статистическая обработка данных выполнялась в программе IBM SPSS Statistics Version 19 (SPSS: An IBM Company, USA).

3.2. Результаты

Результаты описательного статистического анализа позвоночно-тазовых сагиттальных параметров представлены в Таблице 3.1.

Таблица 3.1 Описательные статистики пояснично-крестцовых сагиттальных параметров.

Параметр	N	Min	Max	Среднее	Стд. отклонение
Геометрические параметры					
Длина дуги	100	149,48	219,03	187,47	12,47
Хорда	100	146,7	214,9	180,40	12,79
Высота сегмента	100	5,30	37,20	20,62	7,52
Радиус окружности	100	110,4	711,0	243,80	107,80
Центральный угол	100	14,00	95,65	51,54	19,14
Анатомические параметры					
Угол лордоза	100	17,40	75,50	48,07	12,31
Наклон крестца	100	4,30	65,30	37,95	12,99
Отклонение крестца	100	16,70	72,20	46,47	16,48

Распределение анатомических и геометрических пояснично-крестцовых параметров представлено на гистограмме 1. Ввиду того, что распределение геометрических и анатомических параметров не всегда подчиняется закону Гаусса, для всех угловых параметров определялись коэффициенты линейной парной корреляции Спирмена. Результаты корреляционного анализа представлены в таблице 3.2. Также, для оценки значимости различий между двумя группами по измеряемым параметрам, мы использовали U-критерий Манна-Уитни (таблица 3.3) – непараметрический статистический тест для оценки различий между двумя независимыми выборками по уровню какого-либо признака, измеренного количественно. Ранги и статистика критерия представлены в таблице 3.3. Как видно из полученных дан-

ных, значимые различия ($p < 0,05$) между двумя группами наблюдаются для значений центрального угла и угла отклонения крестца. Так же из данных, представленных в таблице 3.2, следует статистически значимая корреляция между геометрическими и анатомическими позвоночно-тазовыми параметрами.

Гистограмма 3.1 - Распределение пояснично-крестцовых параметров.

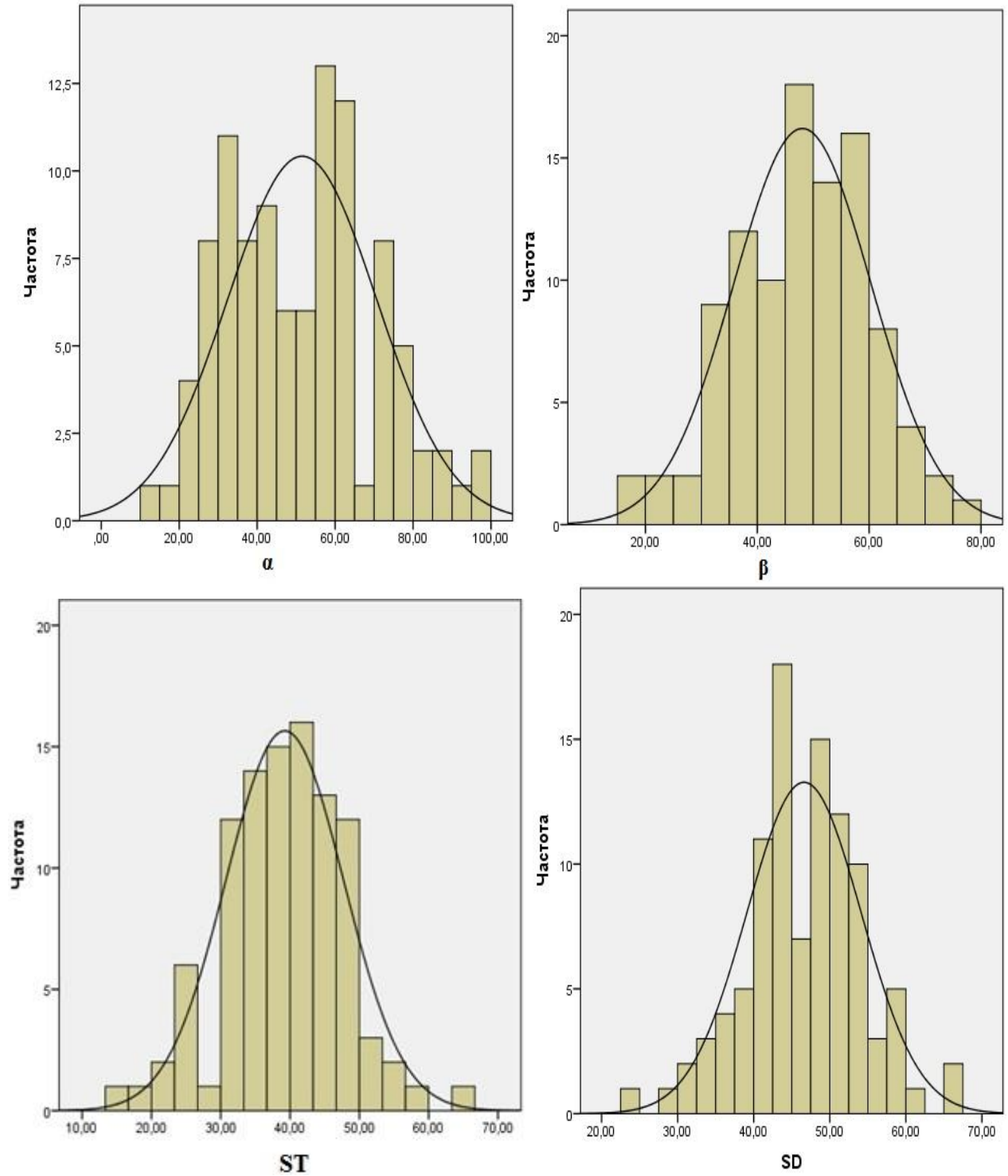


Таблица 3.2. Корреляционный анализ определяемых параметров.

Переменная		α	β	SS	SD
α	Корреляция	1	0,738**	0,696**	0,320**
	Знч.(2-сторон)		0,000	0,000	0,001
β	Корреляция	0,738**	1	0,842**	0,629**
	Знч.(2-сторон)	0,000		0,000	0,000
ST	Корреляция	0,696**	0,842**	1	0,620**
	Знч.(2-сторон)	0,000	0,000		0,000
SD	Корреляция	0,320**	0,629**	0,620**	1
	Знч.(2-сторон)	0,001	0,000	0,000	
Всего		108			

** . Корреляция значима на уровне 0.01 (2-сторон.).

Таблица 3.3. Ранги и статистика U-критерий Манна-Уитни основной и контрольной группы.

	Группа	N	Средн. ранг	Сумма рангов	Манн-Уитни U	Вилкоксон W	Z	Асимп.Знч. (2-сторон)
α	1	59	61,77	3644,50	1016,50	2241.50	-2,647	0,008
	2	49	45,74	2241,50				
β	1	59	51,80	3056,00	1286,00	3056.00	-0,984	0,325
	2	49	57,76	2830,00				
ST	1	59	54,44	3212,00	1442,00	3212.00	-0,022	0,983
	2	49	54,57	2674,00				
SD	1	59	44,62	2632,50	862,50	2632.50	-3,598	0,000
	2	49	66,40	3253,50				
Всего		108						

α – центральный угол; β – угол лордоза; ST – угол наклона крестца; SD – угол отклонения крестца.

Описательные статистики для коэффициентов K_s , K_l и LSB для обеих групп представлены в таблице 3.4.

Таблица 3.4. Описательная статистика для коэффициентов K_s , K_l и LSB.

Группа		Основная			Контрольная		
Параметр		K_s	K_l	LSB	K_s	K_l	LSB
N		59			49		
Ст. ошибка сред.		0,022	0,026	0,021	0,017	0,037	0,044
Медиана		0,90	0,86	0,18	0,77	1,11	0,34
Ст. отклонение		0,167	0,199	0,163	0,118	0,260	0,307
Дисперсия		0,028	0,040	0,026	0,014	0,068	0,094
Процентиль	25	0,75	0,72	0,08	0,735	0,98	0,19
	75	0,98	1,04	0,29	0,885	1,30	0,55

где: K_s –крестцовый коэффициент; K_l – поясничный коэффициент; LSB – пояснично-крестцовый баланс.

Для сравнения значений предложенных коэффициентов для основной и контрольной группы мы так же использовали U-критерий Манна-Уитни. Ранги и статистика коэффициента представлены в Таблице 3.5.

Как видно из приведенных данных основная и контрольная группа статистически достоверно различаются по значениям крестцового и поясничного коэффициента, а так по значению параметра «Пояснично-крестцовый баланс». При этом для основной группы пациентов медиана значения параметра составляет 0,18, а для контрольной группы – 0,34.

Таблица 3.5. Ранги и статистика U-критерий Манна-Уитни коэффициентов K_s , K_l и LSB.

	Группа	N	Средний ранг	Сумма рангов	Манн-Уитни U	Вилкоксон W	Z	Асимп. знач. (2-сторон).
K_s	1	59	62,00	3658	1003,0	2228,0	-2,732	0,006
	2	49	45,47	2228				
K_l	1	59	39,46	2328	558,0	2328,0	-5,479	0,0001
	2	49	72,61	3558				
LSB	1	59	43,94	2592,5	822,5	2592,5	-3,846	0,0001
	2	49	67,21	3293,5				
Всего		108						

где: K_s – крестцовый коэффициент; K_l – поясничный коэффициент; LSB – пояснично-крестцовый баланс.

3.3. Обсуждение

Поясничный лордоз – это вентрально ориентированный изгиб поясничного отдела позвоночника, сформированный благодаря клиновидной форме межпозвонковых дисков и тел позвонков [186,189]. На форму поясничного лордоза в равной степени влияет форма тел позвонков и межпозвонковых дисков; на каждую из этих структур приходится около 50% вариативности угла лордоза у взрослых [37,58].

Другими словами, каждый из 5 позвоночных поясничных сегментов (тело позвонка и смежный межпозвонковый диск) обуславливает форму лордоза, причем наибольший вклад, около 40%, оказывает сегмент L_5 , а сегмент L_1 – только 5% [15]. Угол лордоза имеет прямую корреляцию с ориентацией нижних суставных отростков: чем больше угол лордоза, тем более горизонтально расположены нижние суставные фасетки по отношению к телам позвонков [35].

Поясничный лордоз, как правило, описывается анатомическим параметром «Угол лордоза». В литературе отмечена сильная корреляция между углом лордоза

и другими поструральными величинами. Множество исследователей отмечало высокую корреляцию между углом поясничного лордоза и ориентацией в пространстве таза и грудной клетки [152,166,172].

В большом количестве исследований оценивалась связь между поясничным лордозом и дегенеративными изменениями позвоночника [15,39,56,91,126,132,155,165,171]. Большинство исследователей сошлись во мнении, что угол поясничного лордоза положительно и сильно ассоциирован со спондилезом и истмическим спондилолистезом [51,59,78,121,145,193]. Увеличенный угол лордоза рассматривается как фактор риска прогрессирования спондилолиза и вентрального смещения пораженного позвонка.

Ряд исследователей сообщают, что изменение позвоночного баланса и кривизны лордоза приводят к раннему развитию остеоартроза и дегенерации межпозвонковых дисков [120,185]. Однако данный вопрос остается спорным. Так, в двух исследованиях изучалась связь между углом лордоза и остеоартрозом фасеточных суставов в популяции греков и американцев [104,155]. Статистически значимых различий между углом лордоза и остеоартрозом выявлено не было. Схожие результаты были получены Lin с соавт. [132] в китайской популяции. Эти данные доказывают, что величина поясничного лордоза не является ни последствием, ни причиной развития артроза фасеточных суставов.

Одним из фундаментальных вопросов, посвященных оценке поясничного лордоза, является число измеряемых позвоночных поясничных сегментов. Наиболее часто измеряются все поясничные сегменты (L_1-L_5), при этом, верхней границей угла является верхняя замыкательная пластинка тела L_1 , нижней – замыкательная пластинка тела S_1 . Тем не менее, ряд исследователей описывает методику измерения, начиная от Th_{10} сегмента. Другие авторы называют конечной точкой измерения L_3 позвонок. Ряд авторов не включают в измерение нижний поясничный сегмент или же позвонковый диск L_5-S_1 . Подобные различия в трактовке понятия обуславливают появление существенной разницы в литературных данных, посвященных измерению поясничного лордоза. В нашей работе мы использовали стандартный метод измерения сегментов L_1-L_5 , как анатомически обоснованный и

наиболее часто используемый [28,61,104,171,183]. Кроме того, с функциональной точки зрения, пять поясничных сегментов играют фундаментальную роль в поддержании позы при прямохождении [81].

Было предложено множество методик измерения угла лордоза на стандартных рентгенограммах. Метод Cobb и его модификации на сегодняшний день являются золотым стандартом [190]. Методика заключается в том, что ориентирами для измерения угла на сагиттальных рентгенограммах являются линии замыкающих пластинок позвонков. Метод очень прост в исполнении и показал высокую достоверность. Одним из ограничений для использования методики является ситуация, когда угол лордоза остается одинаковым, не смотря на различия в величине изгиба у разных индивидов. В таких случаях используются методы, основанные на измерении угла лордоза через различные анатомические ориентиры на телах позвонков. Более детальное описание подобных методик приводит Vrtovec с соавт. [190].

Для описания поясничного лордоза предлагались различные математические модели: дуга окружности [62,160,190] или эллипса [102]. Эллипс является наиболее реалистичной моделью, однако, сложной к применению в повседневной клинической практике [34,167] из-за трудностей в её геометрическом анализе. Vaz с соавт. [186] предложил метод моделирования сагиттальных изгибов позвоночного столба при помощи двух касательных к дуге окружности. Позвоночные изгибы (поясничный лордоз и грудной кифоз) автор представил как две дуги окружности, касательными к которым являлись вершины грудного кифоза и поясничного лордоза, соответственно. Авторы пришли к выводу, что метод является полезным для оценки общей геометрии позвоночника, особенно в случае ограниченного обзора на рентгенограммах. Pinel-Giroux с соавт. [160] подтвердили, что метод является хорошей альтернативой углу Cobb, выявив сильную корреляцию между методами.

Аналогичное предположение о том, что поясничный лордоз является дугой окружности, высказывал Berthonnaud с соавт. [40] и Roussouly с соавт. [166] авторы предложили геометрическую модель поясничной биомеханики, основанную на

двух тангенциальных дуг окружности. В данном подходе поясничный лордоз представлен в виде двух касательных дуг окружности и помещен в центре каждой дуги на горизонтальной линии, проведенной от вершины (рисунок 3.2). Таким образом, авторами предлагается оценивать сагиттальный баланс для каждой из дуг. Нижняя дуга проведена от S_1 до вершины, верхняя дуга – от вершины до точки перегиба кривой. Центр нижней дуги расположен в точке пересечения горизонтальной линии, проходящей от вершины и линии, проходящей от замыкательной пластины крестца. Радиус верхней дуги образован линией, перпендикулярной касательной поясничного лордоза на линии перегиба дуги.

Основным недостатком данной методики является неясное математическое обоснование. К примеру, «вершина» в данной работе описывается как «наиболее передняя точка поясничного отдела позвоночника, которая пересекает вертикальную линию». Функциональное значение представленного ориентира так же не ясно: «В данной точке изгиб может быть разделен на два сегмента, расположенных сверху и снизу от горизонтальной линии, пересекающей вершину».

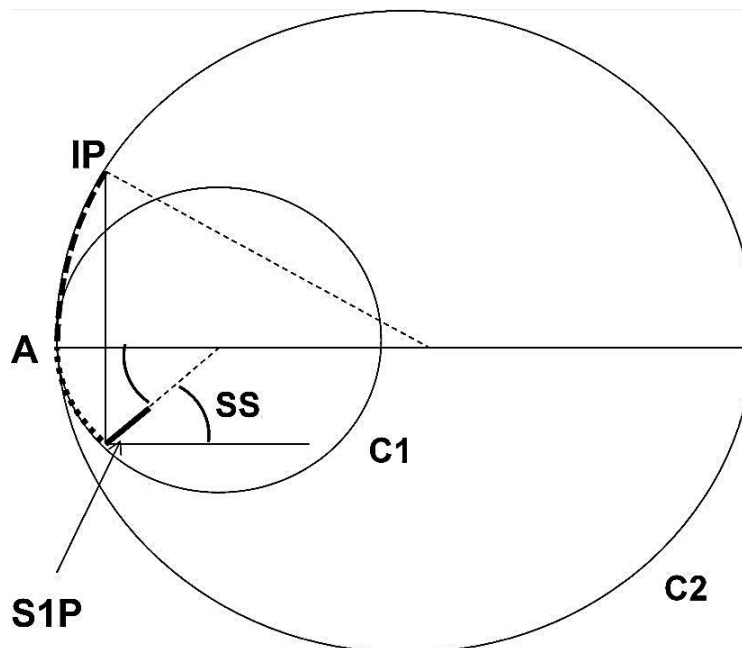


Рисунок 3.2. Биомеханическое описание поясничного лордоза как двух тангенциальных окружностей.

Поясничный лордоз (ПЛ) ограничен проксимально точкой перегиба кривой (IP), дистально – замыкательной пластинкой крестца (S1P). C1 и C2 есть две окружности, соприкасающиеся в точке (A), лежащей на ПЛ. ПЛ разделяется на две дуги;

the верхняя - от IP до точки A находится на C2, нижняя между точкой A и S1P - на C1. В качестве дополнительных углов, нижние дуги равны SS[166].

Кроме того, данная методика является необоснованной с геометрической точки зрения. Нет необходимости в построении второй дуги (C2), поскольку величина поясничного лордоза напрямую связана с угловыми величинами крестца, как с позиции сегмента окружности, так и анатомического образования (через угла лордоза). Другими словами, положение крестца определяет форму поясничного лордоза с точки зрения единой геометрической системы.

Дуга окружности, с точки зрения геометрии есть одно из двух подмножеств окружности, на которые её разбивают любые две различные принадлежащие ей точки. В нашем случае такими точками являются верхний передний угол тел L_1 и S_1 позвонков. Дуга окружности описывается рядом геометрических параметров: центральным углом сегмента окружности, радиусом окружности, высотой сегмента и длиной хорды. Для расчета всех параметров достаточно двух: длины хорды и высоты сегмента. Все остальные параметры рассчитываются по математическим формулам (1), (3), (4) приведенным в разделе «Материалы и методы» настоящей главы диссертационной работы.

Связь геометрических параметров окружности с анатомическими ориентирами позволила нам построить дугу окружности, в которую идеально вписался поясничный лордоз. В нашем исследовании мы использовали величину, обозначенную как «крестцовый коэффициент», описывающую равновесное положение крестца в системе координат в сагиттальной плоскости. Связь между поясничным лордозом и положением крестца так же подтверждается корреляционным анализом, представленным в таблице 3.2.

Не менее важным условием нормальной статики у человека является положение крестца, т.к. угол его наклона по отношению, как к горизонтальной плоскости, так и поясничным позвонкам определяет форму дуги поясничного лордоза. Первое точное описание геометрических параметров таза было представлено Duvall-Beaupère с соавт. [46,68,69]. Эти работы позволили описать геометрию таза и связь геометрических параметров таза с его расположением в пространстве. В ли-

тературе существует серьезная терминологическая путаница в отношении параметров наименования геометрических параметров таза, т.к. для разных параметров используются синонимичные термины, идентичные при переводе на русский язык.

Ключевым параметром таза является угол наклона таза (PI от англ. Pelvic incidence) – угол между перпендикуляром, проведенным к замыкательной пластинке крестца и линией, соединяющей центр замыкательной пластинки S_1 с центром головок бедренных костей. Для описания положения крестца в горизонтальной плоскости используется параметр «угол наклона крестца» (SS от англ. Sacral Slope) – угол между замыкательной пластинкой тела S_1 и горизонтальной плоскостью.

Нам установлено, что параметр PI является не совсем удачным для описания положения таза в пространстве по ряду причин. Во-первых, стандартные рентгенограммы пояснично-крестцового отдела позвоночника не позволяют визуализировать головки тазобедренных суставов, что делает затруднительным определение параметра без использования специальных укладок. Во-вторых, что гораздо важнее, данный параметр определяет отношение крестца к головкам тазобедренных суставов, являющихся, по сути, частью той же биологической системы, в которой расположен сам крестец. Другими словами, параметр описывает расположение костных структур таза относительно друг друга, но не описывает положение таза в пространстве. Кроме того, не ясным остается вопрос измерения данного параметра при асимметричном расположении головок бедренных костей.

Для того чтобы описать положение тела в пространстве, в первую очередь необходимо привязать это тело к прямоугольной (декартовой) системе координат с взаимно перпендикулярными осями на плоскости или в пространстве. Она является наиболее часто используемой, поскольку очень легко и прямо обобщается для пространств любой размерности. Для горизонтальной оси расположение крестца определяется параметром SS.

Описанный подход справедлив для вертикального положения тела человека, однако в нашем исследовании все измерения выполнялись на снимках, выполнен-

ных в положении лежа на спине. Аналогичная методология исследования встречается во множестве других работ [70,86,104]. В последние годы МРТ стала «золотым стандартом» диагностики множества патологических состояний поясничного отдела позвоночника, в том числе поясничного спинального стеноза, из-за возможности визуализации рентггеннегативных структур и мягких тканей. Ряд исследователей сообщали, что величина поясничного лордоза, в положении лежа с выпрямленными ногами сопоставима с таковой для рентгенографии в положении стоя [28], кроме того, определение сагиттального баланса в положении лежа является надежным для проведения исследований [104]

Исходя из вышесказанного, для описания положения крестца в системе координат мы использовали 2 параметра: угол наклона крестца (ST, от *англ.* Sacral Tilt) – угол между верхней замыкательной пластинкой S_1 и вертикальной осью координат в положении лежа на спине (аналог параметра Sacral Slope для вертикального положения. Вторым параметром является угол отклонения крестца (SD от *англ.* Sacral Deviation) – угол между горизонтальной осью координат и линией, соединяющей середину замыкательной пластинки S_1 с вентральной поверхностью диска S_2 - S_3 . Данный анатомический ориентир является постоянным и хорошо визуализируется как на рентгенограммах, так и МРТ. Оси координат обозначены относительно положения пациента лежа на спине. Из данных таблицы 2.2. видно, что параметр SD показал значимую корреляцию с анатомическими и геометрическими пояснично-крестцовыми параметрами. Кроме того, значимые различия были выявлены между основной и контрольной группой в значении параметра. Данный факт демонстрирует диагностическую и прогностическую значимость параметра в оценке дегенеративных изменений поясничного отдела позвоночника (таблица 5).

Последнее время в литературе активно обсуждается понятие сагиттального позвоночно-тазового баланса. Термин впервые был предложен Legaye с соавт. [129]. Авторы пришли к выводу, что в вертикальном положении тела парциальные центры тяжести располагаются таким образом, чтобы координаты общего центра массы были бы константными, а ось гравитации постоянно располагается

несколько кзади (35 мм) от бикоксофemorальной оси. Неоднократно предпринимались попытки создания способа количественной оценки позвоночно-тазового баланса для прогностического анализа и улучшения результатов оперативного лечения пациентов с патологией поясничного отдела позвоночника. Тем не менее, данные авторов в значительной степени разнятся, отсутствуют четкие формулировки и валидные методики. С целью количественной оценки позвоночно-тазового сагиттального баланса нами был предложен параметр «пояснично-крестцовый баланс» (LSB от *англ.* Lumbo-sacral balance) – модуль математической разности между значением поясничного и крестцового коэффициентов.

Целью нашего исследования явилась разработка простого, понятного и надежного способа количественной оценки позвоночно-тазового баланса. В основе способа лежат данные методов медицинской визуализации и оценка их геометрических и статистических закономерностей. Для основных компонентов позвоночно-тазового комплекса в сагиттальной плоскости получены пары угловых величин: для поясничного отдела позвоночника это угол лордоза и центральный угол сегмента; для крестца – угол наклона и угол отклонения крестца. Для каждой анатомической области был рассчитан коэффициент отношения угловых величин: для поясничного отдела позвоночника коэффициент отношения угла лордоза к углу сегмента (поясничный коэффициент), а для крестцового отдела: отношение угла наклона к углу отклонения крестца (крестцовый коэффициент). Для количественной оценки параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса мы предложили модуль математической разности между значением тазового и крестцового коэффициентов.

В настоящем исследовании мы анализировали пояснично-крестцовый баланс с точки зрения возможной связи с дегенеративными заболеваниями позвоночника, а именно, поясничным спинальным стенозом. Kirkaldy-Willis с соавт. [115] изучали патогенез поясничного спинального стеноза и спондилеза, описав поясничный сегмент как «трехсуставной комплекс», состоящий из межпозвонкового диска и фасеточных суставов. Авторы пришли к выводу, что ротационные и компрессионные усилия приводят к дегенеративным изменениям данной анато-

мической структуры. Это вызывает дегенеративный спондилолистез, ретролистез, дегенеративный сколиоз и ротационные деформации.

Во множестве исследований оценивалась связь между поясничным лордозом и дегенеративными изменениями позвоночника [39,56,91,126,132,140,155,165,171]. Большинство исследователей сошлись во мнении, что величина угла лордоза ассоциирована со спондилезом и истмическим спондилолистезом [29,36,56,97,123,171]. Однако есть и противоположное мнение, подтвержденное рядом исследований [104,132,155]

В нашем исследовании мы сравнивали 2 группы пациентов: с поясничным спинальным стенозом (основная группа) и здоровых волонтеров (контрольная группа) по значению параметров K_s , K_l and LSB (таблица 3.4). Были выявлены статистически значимые различия между группами (таблица 3.5). Из таблицы 3.4 можно сделать вывод, что медиана значения параметра LSB в основной группе составляет 0,18 (0,34 в контрольной группе). Значение параметра LSB менее 0,19 наблюдается в 64,4% случаев (38 из 59) в основной группе против 26,53% (13 из 49) в контрольной группе. На рисунке 3.3. приведен пример расчёта пояснично-крестцового баланса у пациента с поясничным спинальным стенозом, а на рисунке 3.4 – у здорового волонтера.

Основываясь на полученных результатах, мы полагаем, что поясничный спинальный стеноз ассоциирован с приобретенной деформацией, которую можно измерить с помощью описанных параметров. Есть основания полагать, что спинальный стеноз возникает у пациентов со значением параметра $LSB < 0,20$, таким образом, данное значение может выступать предиктором развития подобного рода нарушений. Можно полагать, что спинальный стеноз чаще возникает у пациентов с формой лордоза такого типа из-за аномального распределения нагрузок на позвоночник. Этот факт может иметь прогностическое значение в развитии заболеваний позвоночника и оценки результатов лечения.

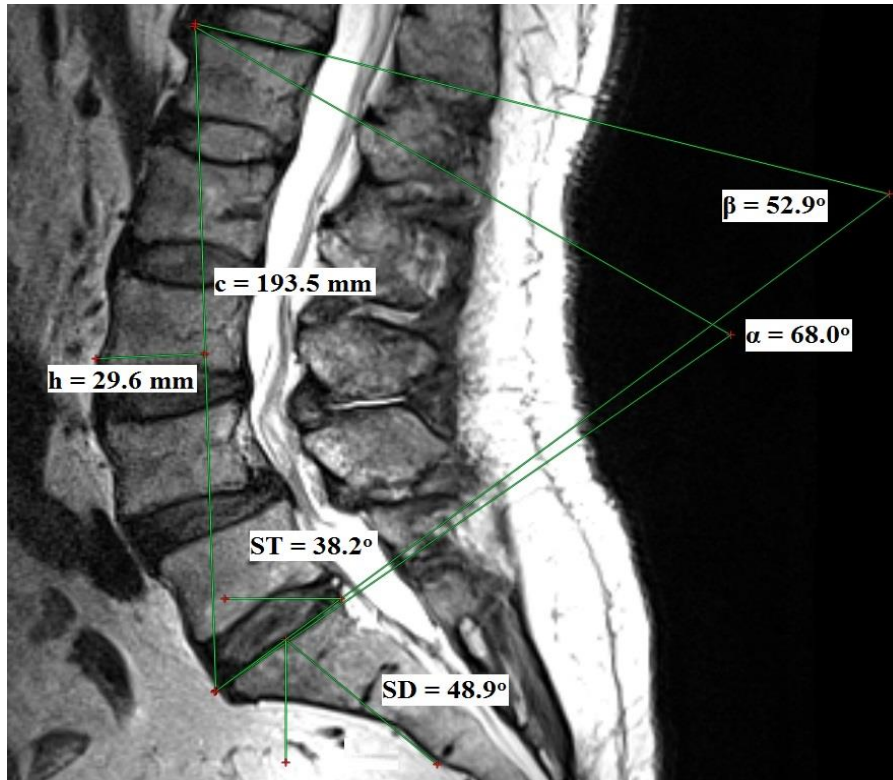


Рисунок 3.3. Пояснично-крестцовый баланс при ПСС

$K_l = 0,77$; $K_s = 0,78$; $LSB = 0,01$



Рисунок 3.4. Пояснично-крестцовый баланс в норме

$K_l = 1,21$; $K_s = 0,98$; $LSB = 0,23$

h – высота сегмента (мм); c – длина хорды (мм); r – радиус окружности (мм); α – центральный угол сегмента окружности (град); β – угол лордоза (град); ST – угол наклона крестца (град); SD – угол отклонения крестца (град).

Где, $K_l = \frac{\beta}{\alpha}$, $K_s = \frac{ST}{SD}$, $LSB = |K_s - K_l|$

Резюме:

Разработана методика количественной оценки пояснично-крестцового сагиттального баланса, основанная на геометрической аппроксимации геометрии поясничного лордоза к геометрии дуги окружности. Основываясь на расчете коэффициентов угловых величин поясничного отдела позвоночника и крестца был предложен новый параметр – пояснично-крестцовый баланс (LSB), позволяющий давать количественную оценку сагиттальному пояснично-тазовому балансу.

Для оценки пояснично-крестцового сагиттального баланса, поясничный лордоз рассматривается как элемент дуги окружности. Приводится математическое обоснование подобной аппроксимации. Приводится формула расчета центрального угла дуги окружности, величины, участвующей в дальнейших расчетах.

Для описания пояснично-крестцового сагиттального баланса использовалось отношение угловых величин, взятых в пределах одной анатомической области:

Поясничный коэффициент, K_1 как отношение угла лордоза к центральному углу сегмента окружности; крестцовый коэффициент, K_s как отношение угла наклона к углу отклонения крестца; а так же параметр «Пояснично-крестцовый баланс» (LSB) - в математическом смысле представляющий собой модуль математической разности между поясничным и крестцовым коэффициентом.

Для разработки методики оценки параметров сагиттального пояснично-крестцового баланса в исследование было включено 108 пациентов, разделенных на 2 группы. В основную группу было включено 59 пациентов (41 женщина (69,5%) и 18 мужчин (30,5%) с диагнозом «поясничный спинальный стеноз» на уровне сегментов L₁-L₅. Средний возраст пациентов основной группы составил 58,8 лет. В контрольную группу было включено 49 здоровых волонтеров 37 женщин (75,5%), 12 мужчин (24,5%) без клинических признаков заболеваний поясничного отдела позвоночника. Средний возраст пациентов контрольной группы составил 48,1 лет.

Приводится подробный статистический анализ полученных данных, в результате которого, были выявлены статистически-значимые различия между группам в значениях параметров K_s , K_1 , LSB .

Основываясь на полученных результатах, есть основания утверждать, что поясничный спинальный стеноз ассоциирован с приобретенной деформацией, которую возможно оценить и измерить с помощью описанных параметров.

Есть основания полагать, что спинальный стеноз возникает у пациентов со значением параметра $LSB < 0,20$, таким образом, данное значение может выступать предиктором развития подобного рода нарушений. Наше исследование показали, что спинальный стеноз чаще возникает у пациентов с формой лордоза такого типа из-за аномального распределения нагрузок на позвоночник. Этот факт может иметь прогностическое значение в развитии заболеваний позвоночника и оценки результатов лечения.

Глава 4. Сагиттальный баланс и синдром смежного уровня

За последние 50 лет спондилодез стал стандартной операцией, широко применяемой в мире, для лечения большинства патологических состояний позвоночника [2,6,7]. Одним из наиболее очевидных недостатков спондилодеза являются биомеханические изменения, индуцированные на уровне смежных двигательных сегментов. Некоторые виды подобных усилий неизбежны и, в конечном итоге, приводят к появлению преждевременных дегенеративных изменений и даже стрессовым переломам двигательных сегментов с присоединением болевой и неврологической симптоматики. Данный симптомокомплекс получил в мировой литературе название «Синдром смежного уровня».

Факт развития синдрома смежного уровня после выполнения спондилодеза известен достаточно хорошо. Частота развития синдрома смежного уровня варьирует в диапазоне 5-20% в зависимости от сроков наблюдения и характера проводимых оперативных вмешательств, а частота повторных операций после выполнения спондилодеза составляет от 25-35% за десятилетний период.

Несмотря на то, что факт возникновения ССУ после спондилодеза не подлежит сомнению, этиология возникновения заболевания недостаточно ясна [1]. Множество авторов считают, что ССУ возникает в результате прогрессирования основного заболевания. Другие полагают, что синдром смежного уровня является в большей степени ятрогенным процессом и вторичным по отношению к биомеханическим стрессовым нагрузкам, возникающим в смежном уровне после спондилодеза.

В последние годы все больше внимания в мировой литературе уделяется т.н. позвоночно-тазовому сагиттальному балансу и его роли в развитии патологии позвоночника. Исключением не стал и синдром смежного уровня. Все больше литературных данных свидетельствует о прямой корреляции этих состояний. Однако ввиду отсутствия методики количественной оценки сагиттального пояснично-тазового баланса провести его эффективный анализ до и после выполнения спондилодеза и оценить его влияние на развитие синдрома смежного уровня не пред-

ставляется возможным. Кроме того, отсутствие единого мнения относительно патогенеза и частоты развития синдрома смежного уровня неизбежно приводит к определенным трудностям, связанным с изучением данной патологии.

Целью нашего исследования явился эффективный количественный анализ сагиттального пояснично-тазового баланса у пациентов после выполнения ригидной фиксации позвоночного столба и оценка его связи с развитием синдрома смежного уровня.

4.1. Материалы и методы

Для решения поставленной задачи было проведено исследование типа «случай контроль». В исследовании приняло участие 72 пациентов (средний возраст 46,4 года) после выполнения задней ригидной фиксации позвоночника по поводу различных заболеваний позвоночного столба, как травматического, так и дегенеративного характера. Средний срок наблюдения составил 46,31 месяцев (3,86 лет).

Пациенты были разделены на две группы: в первую (основную) группу вошли пациенты (29 человек) с наличием клинических и рентгенологических признаков синдрома смежного уровня. В клинической картине у таких пациентов преобладал вновь возникший неврологический дефицит в позднем послеоперационном периоде (не менее 1 год после операции). Со стороны рентгенологической картины отмечалось наличие признаков дегенерации вышележащего смежного сегмента с отсутствием таковых на рентгенограммах, выполненных в раннем послеоперационном периоде. К рентгенологическим признакам синдрома смежного уровня мы относили: снижение высоты межпозвонкового диска, наличие краевых остеофитов на замыкательных пластинках позвонков, наличие спондилолистеза. Кроме того, важной особенностью отбора пациентов являлось отсутствие каких-либо осложнений со стороны металлоконструкции или ошибок в операционной технике. Среднее число фиксируемых сегментов составило 2,32.

Во вторую (контрольную) группу вошли пациенты (43 человека) после выполнения спондилодеза без наличия вновь развившихся неврологических нарушений в отдаленном послеоперационном периоде, признаков дегенерации смеж-

ного сегмента и осложнений со стороны металлоконструкции. Среднее число фиксируемых сегментов в данной группе пациентов составило 2,16

У всех пациентов из представленных двух групп определялись пояснично-крестцовые анатомические и геометрические параметры, согласно методике, описанной в главе 3 настоящей диссертационной работы, а именно: центральный угол сегмента окружности (α), угол лордоза (β), угол наклона крестца (ST), угол отклонения крестца (SD). Для расчета центрального угла измерялись высота сегмента окружности и длина хорды окружности. Расчет центрального угла выполнялся по формуле 4. Кроме того, для всех пациентов определялись коэффициенты, предложенные нами в главе 2 настоящей работы: поясничный коэффициент (K_1), крестцовый коэффициент (K_s), пояснично-крестцовый баланс (LSB). Расчет указанных коэффициентов производился по формулам (5), (6), (7).

Измерения выполнялись в программах RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Польша) и ImageJ 1.47v (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA).

Данные вносились в таблицу, составленную при помощи программы Microsoft Excel 2010 (MS Corp. USA), куда были заранее введены формулы (1), (3)-(7) для расчета геометрических параметров и коэффициентов. Статистическая обработка данных выполнялась в программе IBM SPSS Statistics Version 19 (SPSS Inc., an IBM Company).

4.2. Результаты

Для сравнения основной и контрольной группы (с/без развития ССУ) мы использовали U-критерий Манна-Уитни – непараметрический статистический тест для оценки различий между двумя независимыми выборками по уровню какого-либо признака, измеренного количественно Ранги и статистика критерия Манна- Уитни для анатомических и геометрических параметров представлены в Таблице 4.1.

Таблица 4.1 Оценка различий между основной и контрольной групп.

	Группа	N	Средний ранг	Сумма рангов	Манн-Уитни	Уилкоксон	Z	Ур.знач.
α	1	29	47,45	1376,00	306,00	1252,00	-3,645	0,000**
	2	43	29,12	1252,00				
β	1	29	35,71	1035,50	600,50	1035,50	-0,264	0,792
	2	43	37,03	1592,50				
ST	1	29	36,71	1064,50	617,50	1563,50	-0,069	0,945
	2	43	36,36	1563,50				
SD	1	29	30,79	893,00	458,00	893,00	-1,900	0,057**
	2	43	40,35	1735,00				
Всего		72						

**Значимые различия ($p < 0,05$) .

где, α – центральный угол сегмента; β – угол лордоза; SS – угол наклона крестца; SD – угол отклонения крестца.

Параметры распределения измеряемых показателей для обеих групп представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2 Характеристика биомеханических показателей больных основной и контрольной групп.

Группа		Основная						Контрольная							
Переменная		α	β	ST	SD	K_s	K_1	LSB	α	β	ST	SD	K_s	K_1	LSB
N		29						43							
Стд. ошибка ср.		2,95	2,47	1,56	1,70	0,02	0,03	0,008	2,17	1,45	1,31	1,23	0,02	0,09	0,08
Медиана		45,99	43,40	33,10	38,50	0,86	0,85	0,11	37,81	41,80	33,90	44,00	0,78	1,17	0,42
Стд. отклонение		15,87	13,30	8,43	9,18	0,10	0,15	0,04	14,22	9,30	8,58	8,07	0,16	0,57	0,54
Дисперсия		251,99	176,93	71,00	84,21	0,011	0,02	0,002	202,27	90,12	73,57	65,07	0,03	0,33	0,29
Min		33,95	25,90	18,10	24,50	0,65	0,60	0,03	10,74	19,40	19,50	26,20	0,51	0,63	0,02
Max		91,82	79,80	53,10	62,90	1,15	1,24	0,19	72,02	60,90	56,10	62,70	1,30	3,51	2,71
Процентиль	25	39,91	31,50	29,40	32,45	0,79	0,75	0,07	25,45	36,00	28,00	39,20	0,68	1,01	0,27
	50	45,99	43,40	33,10	38,50	0,86	0,85	0,11	37,81	41,80	33,90	44,00	0,78	1,17	0,42
	75	56,24	52,05	40,20	47,50	0,93	0,94	0,14	45,39	47,60	41,00	48,80	0,86	1,4	0,75

α - центральный угол сегмента; β - угол лордоза; SS - угол наклона крестца; SD - угол отклонения крестца,

K_1 - поясничный коэффициент; K_s – крестцовый коэффициент; LSB – пояснично-крестцовый баланс.

Сравнение групп так же производилось по значениям предложенных нами коэффициентов: K_1 , K_s и LSB. Ранги и статистика критерия Манна-Уитни для указанных коэффициентов представлены в Таблице 4.3.

Из приведенных данных видно, что группы статистически значимо различаются по величине центрального угла сегмента и углу отклонения крестца. Кроме того, наблюдаются статистически значимые различия между группами по значению предложенных нами коэффициентов.

Таблица 4.3 Оценка различий между основной и контрольной групп по значению предложенных биомеханических коэффициентов.

	Группа	N	Средний ранг	Сумма рангов	Манн-Уитни	Уилкоксон	Z	Ур.знач.
K_s	1,00	29	44,97	1304,00	378,00	1324,00	-2,820	0,005**
	2,00	43	30,79	1324,00				
K_1	1,00	29	21,71	629,50	194,50	629,50	-4,927	0,000**
	2,00	43	46,48	1998,50				
LSB	1,00	29	17,59	510,00	75,00	510,00	-6,300	0,000**
	2,00	43	49,26	2118,00				
Всего		72						

**Значимые различия ($p < 0,05$) .

K_s – крестцовой коэффициент. K_1 – Поясничный коэффициент. LSB – Пояснично-крестцовой коэффициент.

4.3. Обсуждение

Как уже говорилось выше, синдром смежного уровня (CCY) – это отсроченное ятрогенное осложнение спондилодеза, включающее в себя дегенерацию межпозвонкового диска, гипертрофию фасеточных суставов и спинальный стеноз с/без олистетической деформации свободного сегмента выше уровня выполнения спондилодеза.

Множество авторов связывают возникновение синдрома смежного уровня с прогрессированием имеющихся дегенеративных изменений позвоночного столба, возникающих вследствие изменения биомеханических нагрузок на смежный сегмент в результате спондилодеза. В главе 1 настоящей работы проведен подробный анализ литературных источников, посвященных этой проблеме.

Основываясь на данных мировой литературы, мы провели количественный анализ пояснично-крестцового сагиттального баланса у пациентов с развившимся синдромом смежного уровня. Такой подход позволил придать однородность исследуемой группе пациентов по основному признаку – наличию биомеханических изменений со стороны сагиттального пояснично-крестцового баланса, поскольку развитие синдрома смежного уровня ассоциировано с биомеханическими изменениями в смежном сегменте.

В нашем исследовании мы использовали методику количественной оценки параметров пояснично-крестцового баланса, описанную в Главе 2 настоящей работы. Методика показала хорошие результаты при сравнении нормального и патологически измененного позвоночного столба. Основой методики является геометрическая оценка параметров позвоночного столба и её сопоставление с анатомическими параметрами в пределах одной анатомической области.

Как видно из данных, приведенных в Таблицах 4.1 и 4.3, имеются существенные различия между основной и контрольной группой пациентов по величине центрального угла, угла отклонения крестца. Кроме того, значимые различия наблюдаются так же со стороны коэффициентов K_1 , K_s и LSB .

В литературных источниках большое внимание уделено вопросам реконструкции поясничного лордоза после спондилодеза, когда зачастую имеет место т.н. «Синдром плоской спины» [144]. Множество авторов высказывали предположение, что утрата нормального угла лордоза зачастую вызывает сагиттальный дисбаланс, проявляющийся наличием болей в спине и увеличением мышечной утомляемости [55,144], таким образом, точная реконструкция изгиба поясничного отдела позвоночника является крайне важным аспектом оперативного лечения. Однако, из-за большого разброса референсных значений (30° - 60° по методу Cobb),

вопрос определения индивидуального нормального/оптимального угла лордоза остается спорным.

В Таблице 4.2 представлены описательные статистики позвоночно-крестцовых параметров для основной и контрольной группы пациентов. Как видно из представленных данных, значение угла лордоза является одинаковым для обеих групп. Кроме того, абсолютные величины данного параметра соотносятся с данными других авторов. Очевидно, что сам по себе угол лордоза не играет роли в развитии дегенеративных изменений позвоночника и не отражает изменения сагиттального баланса у таких пациентов. Этим, вероятно, объясняются достаточно противоречивые данные мировой литературы. Тем не менее, данный анатомический параметр является ключевой составляющей в расчете параметра K_1 . Как видно из данных таблицы, в основной группе медиана значения центрального угла выше, чем контрольной группе, соответственно, в основной группе величина параметра K_1 ниже, чем в контрольной. Этот факт подчеркивает необходимость определения угла лордоза и подчеркивает связь между анатомическими и геометрическими параметрами поясничного отдела позвоночника.

Другим важным фактом является связь поясничного лордоза с морфологией таза. Voulay с соавт. [46] обнаружил, что значение параметра $PI >44^\circ$ связано со снижением угла наклона таза (Sacral Slope), что вызывает уплощение поясничного лордоза. В то же время значение параметра более 62° увеличивает наклон таза, что приводит к увеличению поясничного лордоза. По мнению авторов, т.к. параметр PI не меняется в течение жизни и в результате постуральных нарушений, и из-за его высокой корреляции с поясничным лордозом в популяции взрослых здоровых испытуемых, он может являться важным инструментом в реконструкции поясничного лордоза.

В главе 2 настоящей работы мы обсуждали роль параметра «Наклон таза» (Pelvic Incidence), а так же недостатки, связанные с его определением. В нашей работе мы использовали параметр «Отклонение крестца» (SD), который отражает отношение оси крестца к горизонтальной плоскости в положении лежа на спине, в то время как «Наклон крестца» (ST) – отношение его к вертикальной плоскости в

том же положении. Статистический анализ двух групп, представленный в таблице 4.1. не выявил значимых различий между основной и контрольной группой в значении параметра ST , однако выявлены значимые различия в значениях параметра SD . Сравнение основной и контрольной группы по значению параметра K_s , представленное в таблице 4.3, так же выявило статистически значимые различия. Изменение параметра SD после оперативного лечения возможно только в случае выполнения спондилодеза на уровне L_5-S_1 . В нашей выборке спондилодез, включающий уровень L_5-S_1 был выполнен у 18 пациентов (62,1%) в основной группе, и у 33 пациентов (76,7%) в контрольной группе.

Для количественной оценки параметров позвоночно-тазового сагиттального баланса мы использовали параметр «Пояснично-крестцовый баланс» (LSB), описанный в главе 2 настоящей работы. Математический смысл параметра отражен в формуле (7) ($LSB = K_1 - K_s$). При сравнении основной и контрольной группы по значению параметра LSB были выявлены значимые различия. Результаты статистического анализа представлены в таблице 4.4. Как видно из данных таблицы 4.2, медиана значения параметра LSB для основной группы составила 0,11 (0,03-0,19), в то время как для контрольной группы – 0,42 (от 0,02 до 2,71). Соответствующие различия наблюдаются так же в значениях коэффициентов K_1 , K_s .

Из представленных данных можно предположить, что развитие синдрома смежного уровня ассоциировано со значением параметра LSB в послеоперационном периоде менее 0,19, в то время как при значении параметра $\geq 0,20$ риск развития ССУ минимален.

Для оценки чувствительности предложенного метода к выявлению синдрома смежного уровня, мы использовали статистическую методику, известную как ROC-анализ – метод, позволяющий оценить качество бинарной классификации, основанный на построении графика – ROC-кривой или кривой ошибок. Метод отображает соотношение между долей объектов от общего количества носителей признака, верно классифицированных, как несущих признак, (чувствительностью алгоритма классификации) и долей объектов от общего их числа, не несущих признака, ошибочно классифицированных, как несущих признак (специфичность ал-

горитма классификации) при варьировании порога решающего правила. Результаты ROC-анализа представлены на рисунке 4.1.

По данным ROC-анализа было установлено, что значение параметра $LSB < 0,19$ имеет 100% чувствительности и 92,2% специфичности для прогнозирования развития синдрома смежного уровня. При этом индекс Youden составил 0,902. Площадь под кривой составила 0,94 (доверительный интервал 0,85-0,98; $p < 0,0001$).

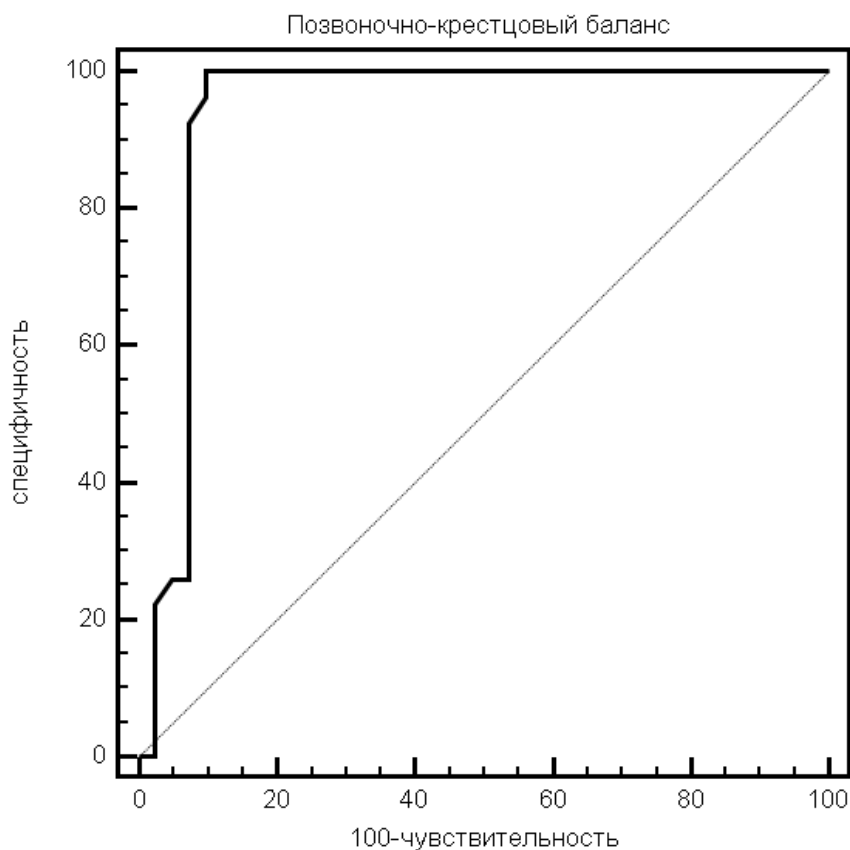


Рисунок 4.1. ROC-кривая параметра LSB.

Следует, однако, отметить, что в контрольной группе значение параметра LSB менее 0,19 наблюдалось в 4 случаях. У одного из этих пациентов была выявлена поломка винта через 3 года после операции, еще у одного произошла миграция блокирующей гайки транспедикулярного винта. У третьего пациента после операции отмечался выраженный миофасциальный болевой синдром без признаков дегенерации смежного сегмента по данным МРТ. У четвертого пациента каких-либо патологических признаков со стороны металлоконструкции или смежного уровня выявлено не было, жалобы так же отсутствовали. Клиническая кар-

тина полностью соответствовала данным методов медицинской визуализации во всех 4-х случаях.

На данном этапе невозможно однозначно ответить, связаны ли данные осложнения с биомеханическими перегрузками сегментов из-за нарушения пояснично-крестцового баланса или данные совпадения носят случайный характер. Кроме того, отсутствие признаков ССУ при патологическом значении коэффициента можно объяснить малыми сроками наблюдения. Оба предположения требуют проведения отдельных исследований, выходящих за рамки данной диссертационной работы.

Резюме:

При помощи предложенной методики произведена оценка параметров сагиттального пояснично-крестцового баланса в диагностике синдрома смежного уровня после выполнения спондилодеза.

Исследование проводилось на двух группах больных с одинаковым сроком наблюдения. В главе приводится подробный статистический анализ выборок, а так же анализ полученных результатов. При сравнении групп по значению параметра LSB были выявлены значимые различия. Медиана значения параметра LSB для основной группы составила 0,11 (0,03-0,19), в то время как для контрольной группы – 0,42 (от 0,02 до 2,71). Соответствующие различия наблюдаются так же в значениях коэффициентов K_1 , K_s . Для оценки чувствительности и специфичности предложенного метода к выявлению синдрома смежного уровня, использовался статистический метод, известный как ROC-анализ. По данным ROC-анализа (Рис. 2) было установлено, что значение параметра $LSB < 0,19$ имеет 100% чувствительности и 92,2% специфичности для прогнозирования развития синдрома смежного уровня (доверительный интервал 0,85-0,98; $p < 0,0001$).

По результатам исследования доказано, что развитие синдрома смежного уровня ассоциировано со значением параметра LSB в послеоперационном периоде менее 0,19, в то время как при значении параметра $\geq 0,20$ риск развития ССУ минимален.

Глава 5. Практическое применение методики оценки сагиттального баланса.

Предоперационное планирование является одним из ключевых этапов подготовки к оперативному лечению заболеваний позвоночника, на котором необходимо определить степень коррекции нарушений и возможные пути их устранения в случае выявления. На сегодняшний день не существует единой стандартизированной системы предоперационного планирования степени коррекции сагиттального пояснично-крестцового баланса. В свете данных, полученных в ходе проведения исследований, послуживших основой данной диссертационной работы, становится очевидным, что основной мерой профилактики развития синдрома смежного уровня является восстановление параметров пояснично-крестцового баланса во время выполнения спондилодеза. Используемые методы определения и коррекции позвоночно-тазового баланса не дают должного результата и сопровождаются высокой частотой развития осложнений, что подтверждается данными мировой литературы, подробный анализ которых представлен в главе 1 настоящей работы.

Одной из целей настоящего диссертационного исследования стало создание диагностической системы для индивидуальной коррекции пояснично-крестцового баланса, основанной на автоматизированном подборе оптимальных значений геометрических и анатомических параметров на основании заданного ряда условий.

Для разработки данной системы был проведен сравнительный анализ изменения параметров пояснично-крестцового баланса до и после оперативного лечения в раннем (до 10 дней) послеоперационном периоде. Были проанализированы данные МРТ и рентгенограмм 34 пациентов (средний возраст 49,5 лет) до и после оперативного лечения. Сравнение проводилось по идентичным типам исследований для каждого пациента. Так, если оценка предоперационных данных проводилась по результатам рентгенографии, в положении стоя, послеоперационные данные так же оценивались по результатам рентгенографии в вертикальном положении. Только у 25,8% пациентов (8 человек) фиксация не затрагивала уровень S_1 .

У всех пациентов были измерены угловые величины до и после операции, после чего определялся диапазон изменения значений. С этой целью мы исполь-

зовали метод доверительных интервалов Неймана – метод доверительного оценивания, позволяющий получать интервальные оценки для неизвестных параметров вероятностных законов по результатам наблюдений. Общее значение интервала изменения величины было определено вычислением средней верхней и нижней границ интервала. Результаты применения метода представлены в таблице 5.1, а так же на гистограмме 5.1.

Для оценки различий в параметрах пояснично-крестцового баланса у пациентов до и после операции, мы использовали T-критерий Вилкоксона – непараметрический статистический тест (критерий), используемый для проверки различий между двумя выборками парных измерений. Ранги и статистика критерия представлены в Таблице 5.2.

Как видно из представленных данных, статистически, результаты лечения значительно различаются, что свидетельствует об изменении значений позвоночно-крестцового баланса после оперативного лечения. Однако статистические данные не отражают направленность имеющихся различий. Детальное рассмотрение результатов исследования показало следующее: из 34 пациентов, у 16 пациентов (47,05%) значение параметра LSB составило $\geq 0,19$ до операции. Из всех 34 пациентов только у 12 пациентов (35,2%) было достигнуто изменение пояснично-крестцового баланса до нормального диапазона значений ($<0,19$). У 9 пациентов значение не изменилось и осталось в патологическом пределе, при этом у 7-ми из них отмечалось развитие синдрома смежного уровня в срок до 4-х лет. У 4 пациентов (11,7%) значение параметра ухудшилось до патологического диапазона, и у 3 из них мы наблюдали развитие синдрома смежного уровня в срок наблюдения до 4-х лет. У 12 пациентов (35,2%) значение параметра пояснично-крестцовый баланс осталось в нормальном диапазоне. Таким образом, из всей группы синдром смежного уровня развился у 12 пациентов (35%) в срок наблюдения до 4-х лет, что хорошо соотносится с данными мировой литературы.

Таблица 5.1. Параметры распределения изменений угловых величин и метод доверительных интервалов Неймана.

	α	β	ST	SD	Ср. знач.
Стандартное отклонение	11,01	8,87	7,51	7,82	-
Среднее значение	-5,08	-1,61	-4,28	-5,65	-
Доверительный интервал	3,76	3,03	2,56	2,67	-
Нижняя граница	-8,84	-5,36	-8,03	-9,41	-7,91
Верхняя граница	-1,32	2,15	-0,52	-1,89	-0,40

Гистограмма 5.1. Параметры распределения изменений угловых величин.

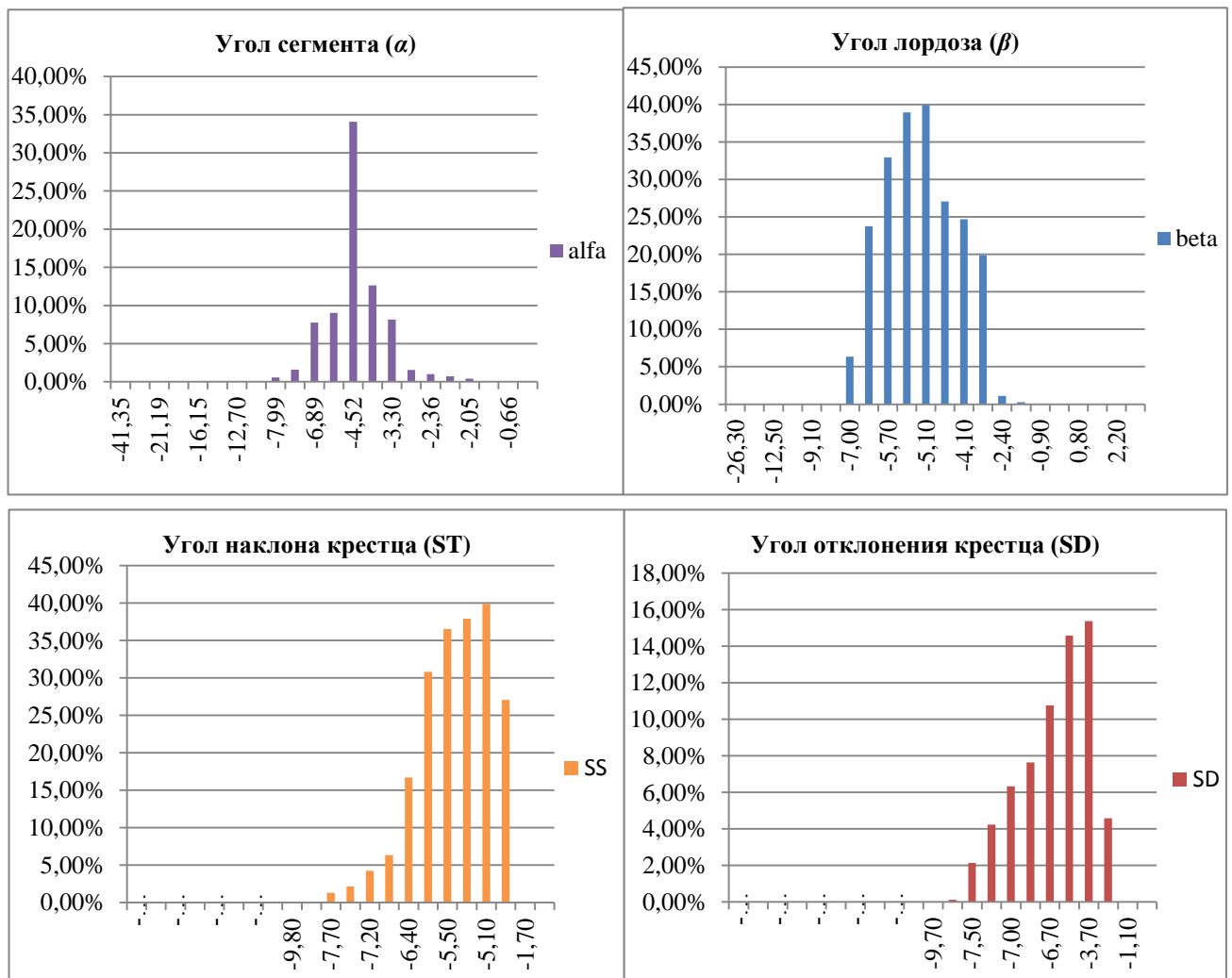


Таблица 5.2. оценка различий в параметрах пояснично-крестцового баланса у пациентов до и после операции.

		N	Ср.ранг	Сумма рангов	Z	Асим.знач. P
α	Отр. ранги	24	17,73	425,50	-1,118	0,029**
	Пол. ранги	10	16,95	169,50		
	Совпадения	0				
β	Отр.ранги	19	18,61	353,50	-0,957	0,338
	Пол. ранги	15	16,10	241,50		
	Совпадения	0				
ST	Отр. ранги	22	21,14	465,00	-2,864	0,004**
	Пол. ранги	12	10,83	130,00		
	Совпадения	0				
SD	Отр. ранги	28	17,38	486,50	-3,681	0,000**
	Пол. ранги	5	14,90	74,50		
	Совпадения	1				
Ks	Отр. ранги	13	17,50	227,50	-0,948	0,343
	Пол. ранги	20	16,68	333,50		
	Совпадения	1				
Kl	Отр. ранги	11	14,27	157,00	-2,208	0,027**
	Пол. ранги	22	18,36	404,00		
	Совпадения	1				
LSB	Отр. ранги	9	17,56	158,00	-2,386	0,017**
	Пол. ранги	25	17,48	437,00		
	Совпадения	0				
Всего		34				

** Значимые различия ($p < 0,05$).

Полученные данные убедительно свидетельствует о том, что моделирование сагиттального баланса во время операции в большинстве случаев не достигается.

Это приводит к увеличению риска развития синдрома смежного уровня и ухудшает прогноз относительно развития отдаленных осложнений операции.

В предложенной методике используется сравнение только угловых величин, значения которых не меняются при изменении масштаба. Это позволяет отказаться от масштабирования, обрабатывать изображения любого формата, представленных на различных носителях, как электронных, так и материальных, что существенно увеличивает валидность предлагаемой методики.

Нами был разработан программный модуль для ЭВМ, позволяющий проводить предоперационную диагностику пояснично-крестцового баланса, а так же рассчитывать оптимальную величину угловых величин пояснично-крестцового комплекса (рисунок 5.1) [206].

В основе программного кода лежит алгоритм случайного поиска, относящийся к алгоритмам нелинейного математического программирования, имеющих широкую популярность в решении практических инженерных задач. В подобных алгоритмах нахождение точного минимума не требуется – решением может считаться любое значение, которое лучше некоторой заданной величины. Алгоритм основан на достижении функцией LSB значения в интервале от 0,2 до 1,0.

The screenshot shows a software interface for calculating the sagittal spine-pelvis balance. The window title is "Расчет сагиттального позвоночно-тазового баланса". It features a menu bar with "Файл" and several input sections:

- Исходные данные (Initial data):** Includes input fields for "угол beta", "высота h", "хорда C", "SS", "SD", and a dropdown menu for "выбор отдела" (department selection) with options "Отдел L" and "Отделы L и S".
- Дополнительные данные при нарушении баланса (Additional data in case of balance disruption):** Includes input fields for "угол teta", "угол SAB", and "угол BCS".
- Оптимальные значения параметров (Optimal parameter values):** Includes input fields for "угол beta", "угол alfa", "SS", "SD", and "баланс".
- Выходные данные (Output data):** Includes input fields for "угол alfa" and "баланс".

Рисунок 5.1 - Окно ввода и вывода данных программы для расчета сагиттального пояснично-крестцового баланса.

Для каждого из параметров установлена степень свободы значений, с учетом возможностей хирургической коррекции. Ключевыми факторами здесь выступают планируемый уровень фиксации и возможные пределы коррекции. Для достижения заданных диапазонов пояснично-крестцового баланса, необходимо добиться соотношения угловых величин, используемых для расчета поясничного и крестцового коэффициентов: а именно: угла лордоза, центрального угла сегмента, наклона крестца и отклонения крестца.

Определение лимита коррекции угловых величин основано на результатах метода определения доверительных интервалов, представленных в таблице 5.1. При расчетах учитывается уровень фиксации позвоночного столба относительно возможности изменения положения крестца. Учитывается так же взаимосвязь различных угловых величин при расчете их изменения.

В программном коде предусмотрена возможность создания модуля с графическим интерфейсом для наглядной демонстрации различий между расчетными и действительными значениями коэффициентов и связанного с ними взаиморасположения поясничного и крестцового отделов позвоночника. Кроме того, данный модуль предоставляет возможность визуальной оценки различных вариантов формирования пояснично-крестцового баланса, тем самым, позволяя хирургу выбрать оптимальный.

4.1. Клинические примеры

Пример 1. Пациентка Е. 42 года. Обратилась в клинику в связи с выраженными нарушениями походки, невозможности передвигаться на расстояния более 150 метров, боли в поясничном отделе позвоночника и в правом коленном суставе.

В объективном статусе: ходит с хромотой на левую ногу. Отмечается гипотония мышц правого бедра, парезов в конечностях нет, слабость разгибателя правой стопы, сухожильные рефлексы D=S, снижены. Патологических стопных знаков нет. Проба Ромберга положительная. Движения в поясничном отделе позвоночника ограничены, болезненны, пальпация и перкуссия остистых отростков L₁-

S₁ выражено болезненна, гипертонус длинных разгибателей спины; симптомы натяжения: Лассега слева 20°, перекрестный симптом Лассега справа, положительный симптом Дежерина и Нери с двух сторон. Выполнена МРТ пояснично-крестцового отдела позвоночника. Данные представлены на рисунке 5.2а.

Пациентке выполнена операция: задняя фиксация позвоночника динамическим фиксатором N-Flex на уровне L₃-S₁ (рисунок 5.2b). Послеоперационный период без особенностей. Повторное обращение через 2 года. Стала отмечать появление болей в нижней части спины с иррадиацией в левую нижнюю конечность по дерматому L₂. Выполнена КТ поясничного отдела позвоночника. Результаты представлены на рисунке 5.2с. Состояние расценено как синдром смежного уровня, учитывая данные анамнеза, клинической картины, данных инструментальных методов исследования. Рассчитаны параметры позвоночно-тазового баланса. Полученные данные представлены в таблице 5.3.

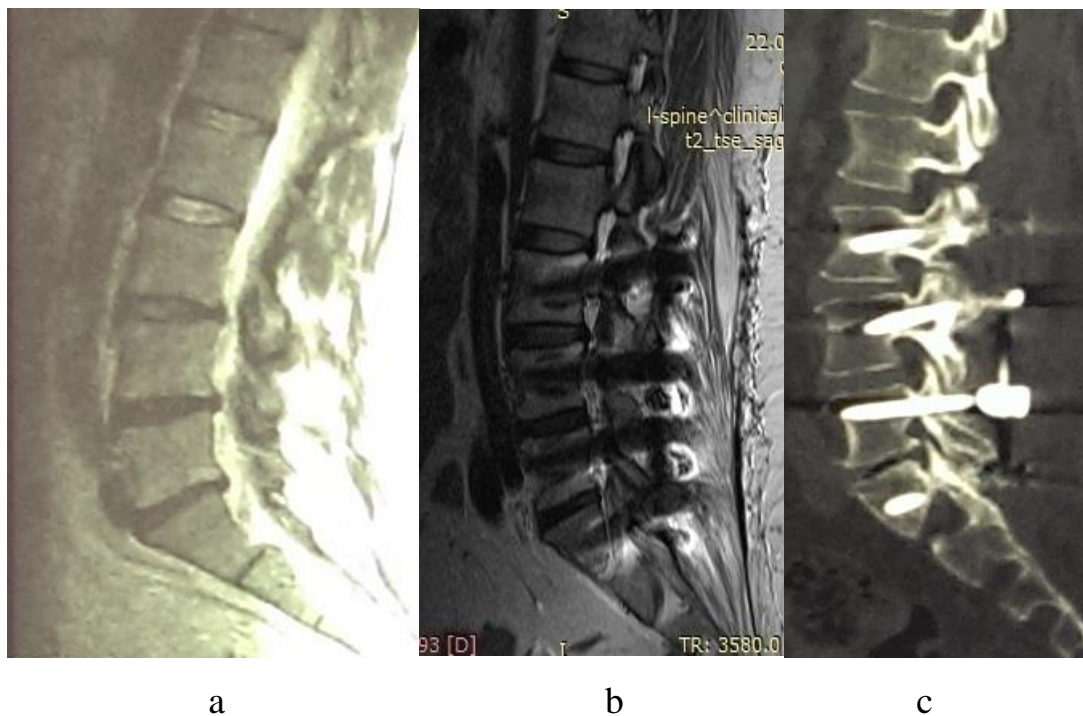


Рисунок 5.2 а - МРТ пациентки Е. при поступлении; б - МРТ пациентки Е в послеоперационном периоде с. КТ через 2 года после операции.

Рассчитаны параметры пояснично-крестцового баланса. Полученные данные представлены в таблице 5.3.

Таблица 5.3 параметры пояснично-крестцового баланса пациентки Е.*Углы в градусах*

Параметр	α	B	ST	SD	K1	Ks	LSB
До операции	33,10	37,4	32,2	42,2	1,13	0,76	0,37
После операции	43,82	33,5	25,2	38,5	0,76	0,65	0,11

Данный случай является интересным с точки зрения клинической практики по целому ряду моментов:

1. У пациентки до операции, не смотря на наличие многоуровневого пояснично-го спинального стеноза, сагиттальный пояснично-крестцового баланса был оценен как нормальный. Это подчеркивает многофакторность в развитии данного состояния, а так же необходимость дальнейших исследований в этой области.
2. Показатели пояснично-крестцового баланса после операции у пациентки изменились до патологического диапазона (менее 0,19 по значению LSB), что в итоге привело к развитию синдрома смежного уровня. По значениям угловых величин видно, что у пациентки произошло выпрямление поясничного лордоза, которое повлекло за собой изменение угловых параметров крестца.
3. Пациентке была выполнена операция с использованием системы динамической фиксации системой N-Flex (*Synthes Spine Inc*). Тем не менее, сохранения нормального диапазона движений позвоночного столба при нарушении сагиттального пояснично-крестцового баланса оказалось недостаточным для предупреждения развития синдрома смежного уровня.

Пример 2. Пациент П. 50 лет. Обратился в клинику с жалобами на боли в левом коленном суставе, правой голени и стопе, а так же боли в поясничном отделе позвоночника, уменьшающимися при наклоне туловища вперед. Жалобы беспокоят длительно. Лечилась консервативно: анальгетическая, сосудистая терапия, физиотерапия, лечебная физкультура с кратковременным положительным эффектом. Ухудшение отмечает в течение последнего года: возросла интенсивность и продолжительность болевого синдрома, изменилась походка.

В объективном статусе: определяется сглаженность поясничного лордоза. Паравертебральные мышцы спазмированы, пальпация болезненна. Движения в поясничном отделе позвоночника ограничены и болезненны. Мышечная сила нижних конечностей снижена до 4,0 баллов, гипотония мышц нижних конечностей больше слева, коленные и ахилловы рефлексы не вызываются с двух сторон, четких чувствительных нарушений нет. Проба Ромберга положительная. Со стороны тазовых органов нарушений не выявлено.

Выполнена МРТ пояснично-крестцового отдела позвоночника. Результаты представлены на рисунке 5.3а. Состояние пациента расценено как поясничный спинальный стеноз на уровне L₃-L₅ сегментов. Пациенту выполнена операция: задний спондилодез системой ригидной фиксации. Послеоперационный период без особенностей. Повторное обращение в клинику через 1,5 года после операции в связи с нарастанием болей в нижней части спины и чувствительных нарушений по дерматому L4.

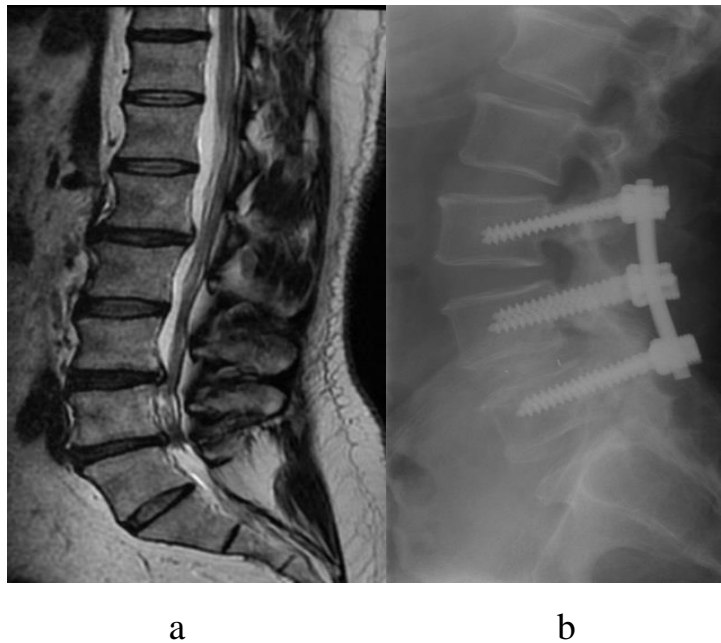


Рисунок 5.3. а - МРТ пациента К. при поступлении; б - Рентгенограммы пациента К. через 1,5 года после операции.

Выполнены повторные рентгенограммы в положении лежа на спине. Результаты представлены на рисунке 5.3б.

Состояние расценено как синдром смежного уровня, учитывая данные анамнеза, клинической картины, данных инструментальных методов исследова-

ния. На Рентгенограммах обращают на себя внимание признаки ретролистеза в смежном сегменте на уровне L_2-L_3

Рассчитаны параметры пояснично-крестцового баланса. Полученные данные представлены в таблице 5.4.

Таблица 5.4 параметры пояснично-крестцового баланса пациента К.

Углы в градусах

Параметр	α	B	ST	SD	KI	Ks	LSB
До операции	71,42	52,2	39,2	50,1	0,73	0,78	0,05
После операции	71,28	61,8	40,6	43,4	0,87	0,94	0,07

В отличие от примера 1, в представленном случае у пациента с признаками поясничного спинального стеноза значение параметра LSB находилось в патологическом диапазоне значений. После оперативного лечения, значение параметра LSB так же осталось в патологическом диапазоне, составив 0,07. Данный факт послужил причиной развития ССУ в срок до 1,5 лет.

Пример 3. Пациентка Г. 81 год. Обратилась в клинику с жалобами на боли в области поясничного отдела позвоночника, наружной поверхности правого бедра, левой голени, хромоту при ходьбе на 100 метров, нарушения походки. Указанные жалобы беспокоят длительное время с эпизодами непродолжительных ремиссий. Текущее обострение около 3 месяцев.

В объективном статусе: объем левого бедра снижен на 1,5 см в сравнении с контрлатеральной стороной. Сколиотическая деформация поясничного отдела позвоночника. Поясничный лордоз сглажен. Движения в поясничном отделе позвоночника ограничены и болезненны. Пальпация паравerteбральной области болезненна с двух сторон больше слева. Определяется снижение силы мышц левого бедра до 3 баллов. Симптом Лассега положительный слева. Выполнена МРТ пояснично-крестцового отдела позвоночника. Результаты представлены на рисунке 5.4а. Состояние пациентки расценено как спондилолистез на уровне L_4-L_5 с признаками сужения позвоночного канала на этом уровне. Выполнена операция: зад-

ная фиксация позвоночника системой ригидной фиксации. Послеоперационный период без особенностей. Пациентка была приглашена для контрольного обследования спустя 6 лет после проведенной операции. При осмотре: активных жалоб не предъявляет. Область рубца без особенностей. Признаков неврологического дефицита не выявлено. Выполнено КТ поясничного отдела позвоночника. Результаты представлены на рисунке 5.4b.



Рисунок 5.4. а - МРТ пациентки Г. при поступлении; b - через 1,5 года после операции.

Рассчитаны параметры пояснично-крестцового баланса. Полученные данные представлены в таблице 5.5.

Таблица 5.5 параметры пояснично-крестцового баланса пациентки Г.

Углы в градусах

Параметр	α	B	ST	SD	Kl	Ks	LSB
До операции	69,79	55,6	47,4	49	0,80	0,97	0,17
После операции	67,55	51,4	42,4	40,8	0,76	1,04	0,28

В представленном случае у пациентки с наличием спондилолистеза и признаками поясничного спинального стеноза значение параметра LSB находилось в патологическом диапазоне значений. Однако, после оперативного лечения, значение параметра LSB повысилось до 0,28. Данное значение лежит в нормальном

диапазоне значения параметра. Как видно из представленных данных клинической картины и методов медицинской визуализации, спустя 6 лет после операции состояние пациентки остается удовлетворительным, признаков синдрома смежного уровня не выявлено.

Резюме:

Предложен способ практического применения предложенной методики на примере создание диагностической системы для индивидуальной коррекции пояснично-крестцового сагиттального баланса, основанной на автоматизированном подборе оптимальных значений геометрических и анатомических параметров на основании заданного ряда условий. С этой целью был проведен сравнительный анализ изменения параметров пояснично-крестцового баланса до и после оперативного лечения в раннем (до 10 дней) послеоперационном периоде. Были проанализированы данные МРТ и рентгенограмм 34 пациентов (средний возраст 49,5 лет) до и после оперативного лечения. Только у 23,5% пациентов (8 человек) фиксация не затрагивала уровень S_1 .

Диапазон изменения значений угловых параметров до и после оперативного лечения определялся методом доверительных интервалов Неймана. Кроме того, был проведен статистический анализ связанных выборок.

Не смотря на то, что статистически, результаты лечения значимо различались в значениях параметров K_1 и LSB, что свидетельствует об изменении значений пояснично-крестцового баланса после оперативного лечения, статистические данные не отражают направленность имеющихся различий. Детальное рассмотрение результатов исследования показало следующее: из 34 пациентов, у 18 пациентов (52,9%) значение параметра LSB составило $\geq 0,19$ до операции. Из всех 34 пациентов только у 11 пациентов (32,5%) было достигнуто изменение пояснично-крестцового баланса до нормального диапазона значений ($<0,19$). У 9 пациентов значение не изменилось и осталось в патологическом пределе, при этом у 7-ми из них отмечалось развитие синдрома смежного уровня в срок до 4-х лет. У 4 пациентов (11,7%) значение параметра ухудшилось до патологического диапазона, и у 3 из них мы наблюдали развитие синдрома смежного уровня в срок наблюдения

до 4-х лет. У 12 пациентов (35,2%) значение параметра пояснично-крестцовый баланс осталось в нормальном диапазоне.

Таким образом, из всей группы синдром смежного уровня развился у 12 пациентов (35%) в срок наблюдения до 4-х лет, что хорошо соотносится с данными мировой литературы.

Полученные данные убедительно свидетельствует о том, что при выполнении хирургических операций на позвоночнике, достижение сагиттального баланса является основой успешного профилактики и минимизации развития «Синдром смежного уровня».

Описан принцип работы программного модуля для ЭВМ, созданного на базе предложенной методики, позволяющий проводить предоперационную диагностику пояснично-крестцового баланса, а так же рассчитывать оптимальную величину угловых величин пояснично-крестцового комплекса. В основе программного кода лежит алгоритм случайного поиска.

В подобных алгоритмах нахождение точного минимума не требуется – решением может считаться любое значение, которое лучше некоторой заданной величины. Алгоритм основан на достижении функцией LSB значения в интервале от 0,2 до 1,0. Для каждого из параметров установлена степень свободы значений, с учетом возможностей хирургической коррекции. Ключевыми факторами здесь выступают планируемый уровень фиксации и возможные пределы коррекции, рассчитанные методом доверительных интервалов.

Приводятся клинические примеры подтверждающие исследования по оценке пояснично-крестцового сагиттального баланса в отдаленные сроки наблюдений, в которых показаны различные варианты изменений пояснично-крестцового сагиттального баланса.

Заключение

Синдром смежного уровня является достаточно распространенным осложнением задней фиксации позвоночника, как динамического, так и в большей степени, ригидного типа.

Недостаточное понимание патогенеза данной патологии, а также отсутствие систем классификации и рентгенологических критериев существенно усложняют изучение синдрома смежного уровня.

Доказано, что наибольший вклад в развитие синдрома смежного уровня вносит изменение биомеханики на уровне фиксируемого сегмента.

В этой связи, большое количество исследований посвящено изучению сагиттального позвоночно-тазового баланса. Однако в литературе отсутствуют валидные методики количественной оценки сагиттального баланса, которые позволили бы стандартизировать описание данного биомеханического явления.

В настоящее время не существует обоснованных методов профилактики развития ССУ, за исключением рекомендаций по применению динамических фиксаторов. В литературе накопилось достаточно большой объем данных, посвященных применению систем фиксации подобного типа. Однако результаты их применения являются спорными и не гарантируют защиту смежных сегментов после спондилодеза. Необходимо точное определение показаний к применению тех или иных типов динамических фиксаторов, для чего целесообразным представляется проведение обзорного исследования, посвященного этой проблеме.

Выполнен анализ проблем профилактики развития синдрома смежного уровня при задней динамической фиксации позвоночника. Подробно рассмотрены вопросы классификации, этиологии, патогенеза и диагностики синдрома смежного уровня. Рассмотрены биомеханические аспекты позвоночно-тазового сагиттального баланса в нормальном и патологически-измененном позвоночнике, а также явление нестабильности позвоночно-двигательного сегмента. Поставлены и решены вопросы геометрического анализа позвоночно-тазового сагиттального баланса.

Приводится обзорное исследование Российских и зарубежных источников, посвященное изучению всех представленных на сегодняшний день систем динамической фиксации с позиции профилактики развития синдрома смежного уровня, а так же показаний для их (систем) применения. Рассмотрены вопросы применения межкостистых спейсеров с позиции биомеханических исследований и результатов лечения.

Подробно рассмотрены вопросы применения транспедикулярных динамических систем, а именно: лигаментопластики по Graf, системы динамической стабилизации с точкой опоры, системы динамической нейтрализации, систем Cosmic, Isobar TLL, CD-Horizon, Accuflex Rod, Bioflex Spring Rod, NFlex и Stabilimax NZ. Приводятся подробные сведения о разработке систем, данные о клиническом применении, показания и противопоказания для установки систем того или иного типа.

Отдельный раздел диссертации посвящен системам тотальной фасеточной артропластики. Данный вид конструкций относится к инновационным устройствам, позволяющим восстанавливать физиологическую подвижность позвоночного сегмента после спондилодеза. В настоящий момент, представлено 2 типа систем: TOPS и TFAS.

Разработана методика количественной оценки позвоночно-тазового сагиттального баланса, основанная на геометрической аппроксимации геометрии поясничного лордоза к геометрии дуги окружности. Основываясь на расчете коэффициентов угловых величин поясничного отдела позвоночника и крестца был предложен новый параметр – пояснично-крестцовый баланс (LSB), позволяющий давать количественную оценку сагиттальному позвоночно-тазовому балансу.

Для оценки пояснично-крестцового сагиттального баланса, поясничный лордоз рассматривается как элемент дуги окружности. Приводится математическое обоснование подобной аппроксимации. Приводится формула расчета центрального угла дуги окружности, величины, участвующей в дальнейших расчетах.

Для описания пояснично-крестцового сагиттального баланса использовалось отношение угловых величин, взятых в пределах одной анатомической области:

Поясничный коэффициент, K_1 как отношение угла лордоза к центральному углу сегмента окружности; крестцовый коэффициент, K_s как отношение угла наклона к углу отклонения крестца; а так же параметр «Пояснично-крестцовый баланс» (LSB) - в математическом смысле представляющий собой модуль математической разности между поясничным и крестцовым коэффициентом.

Для разработки методики оценки параметров сагиттального пояснично-крестцового баланса в исследование было включено 108 пациентов, разделенных на 2 группы. В основную группу было включено 59 пациентов (41 женщина (69,5%) и 18 мужчин (30,5%) с диагнозом «поясничный спинальный стеноз» на уровне сегментов L₁-L₅. Средний возраст пациентов основной группы составил 58,8 лет. В контрольную группу было включено 49 здоровых волонтеров 37 женщин (75,5%), 12 мужчин (24,5%) без клинических признаков заболеваний поясничного отдела позвоночника. Средний возраст пациентов контрольной группы составил 48,1 лет.

Приводится подробный статистический анализ полученных данных, в результате которого, были выявлены статистически-значимые различия между группам в значениях параметров K_s , K_1 , LSB.

Основываясь на полученных результатах, есть основания утверждать, что поясничный спинальный стеноз ассоциирован с приобретенной деформацией, которую возможно оценить и измерить с помощью описанных параметров.

Есть основания полагать, что спинальный стеноз возникает у пациентов со значением параметра $LSB < 0,20$, таким образом, данное значение может выступать предиктором развития подобного рода нарушений. Наше исследование показало, что спинальный стеноз чаще возникает у пациентов с формой лордоза такого типа из-за аномального распределения нагрузок на позвоночник. Этот факт может иметь прогностическое значение в развитии заболеваний позвоночника и оценки результатов лечения.

При помощи предложенной методики произведена оценка параметров сагиттального пояснично-тазового баланса в диагностике синдрома смежного уровня после выполнения спондилодеза.

В исследовании, было включено 72 пациентов (средний возраст 46,4 года) после выполнения задней ригидной фиксации позвоночника по поводу различных заболеваний позвоночного столба, как травматического, так и дегенеративного характера. Средний срок наблюдения составил 46,31 месяцев (3,86 лет).

Приводится подробный статистический анализ выборок, а так же анализ полученных результатов. При сравнении групп по значению параметра LSB были выявлены значимые различия. Медиана значения параметра LSB для основной группы составила 0,11 (0,03-0,19), в то время как для контрольной группы – 0,42 (от 0,02 до 2,71). Соответствующие различия наблюдаются так же в значениях коэффициентов K_1 , K_s . Для оценки чувствительности и специфичности предложенного метода к выявлению синдрома смежного уровня, использовался статистический метод, известный как ROC-анализ.

По данным ROC-анализа было установлено, что значение параметра $LSB < 0,19$ имеет 100% чувствительности и 92,2% специфичности для прогнозирования развития синдрома смежного уровня (доверительный интервал 0,85-0,98; $p < 0,0001$).

По результатам проведенных исследования, доказано что развитие синдрома смежного уровня ассоциировано со значением параметра LSB в послеоперационном периоде менее 0,19, в то время как при значении параметра $\geq 0,20$ риск развития ССУ минимален.

Доказана достоверная связь между значением параметра LSB и развитием синдрома смежного уровня в течение 3 лет у пациентов после задней транспедикулярной фиксации на поясничном уровне. Данный факт доказывает связь развития синдрома смежного уровня с нарушением биомеханики пояснично-крестцового отдела позвоночника и открывает новые возможности в профилактике синдрома смежного уровня, как средне- и долгосрочного осложнения спондилодеза.

Предложен способ практического применения предложенной методики на примере создание диагностической системы для индивидуальной коррекции пояснично-крестцового сагиттального баланса, основанной на автоматизированном подборе оптимальных значений геометрических и анатомических параметров на основании заданного ряда условий. С этой целью был проведен сравнительный анализ изменения параметров пояснично-крестцового баланса до и после оперативного лечения в раннем (до 10 дней) послеоперационном периоде. Были проанализированы данные МРТ и рентгенограмм 34 пациентов (средний возраст 49,5 лет) до и после оперативного лечения. Только у 23,5% пациентов (8 человек) фиксация не затрагивала уровень S_1 .

Диапазон изменения значений угловых параметров до и после оперативного лечения определялся методом доверительных интервалов Неймана. Кроме того, был проведен статистический анализ связанных выборок.

Не смотря на то, что статистически, результаты лечения значимо различались в значениях параметров K_1 и LSB, что свидетельствует об изменении значений пояснично-крестцового баланса после оперативного лечения, статистические данные не отражают направленность имеющихся различий. Детальное рассмотрение результатов исследования показало следующее: из 34 пациентов, у 18 пациентов (52,9%) значение параметра LSB составило $\geq 0,19$ до операции. Из всех 34 пациентов только у 11 пациентов (32,5%) было достигнуто изменение пояснично-крестцового баланса до нормального диапазона значений ($<0,19$). У 9 пациентов значение не изменилось и осталось в патологическом пределе, при этом у 7-ми из них отмечалось развитие синдрома смежного уровня в срок до 4-х лет. У 4 пациентов (11,7%) значение параметра ухудшилось до патологического диапазона, и у 3 из них мы наблюдали развитие синдрома смежного уровня в срок наблюдения до 4-х лет. У 12 пациентов (35,2%) значение параметра пояснично-крестцовый баланс осталось в нормальном диапазоне.

Таким образом, из всей группы синдром смежного уровня развился у 12 пациентов (35%) в срок наблюдения до 4-х лет, что хорошо соотносится с данными мировой литературы.

Полученные данные убедительно свидетельствует о том, что при выполнении хирургических операций на позвоночнике, достижение сагиттального баланса является основой успешного профилактики и минимизации развития «Синдром смежного уровня».

Описан принцип работы программного модуля для ЭВМ, созданного на базе предложенной методики, позволяющий проводить предоперационную диагностику пояснично-крестцового баланса, а так же рассчитывать оптимальную величину угловых величин пояснично-крестцового комплекса. В основе программного кода лежит алгоритм случайного поиска.

В подобных алгоритмах нахождение точного минимума не требуется – решением может считаться любое значение, которое лучше некоторой заданной величины. Алгоритм основан на достижении функцией LSB значения в интервале от 0,2 до 1,0. Для каждого из параметров установлена степень свободы значений, с учетом возможностей хирургической коррекции. Ключевыми факторами здесь выступают планируемый уровень фиксации и возможные пределы коррекции, рассчитанные методом доверительных интервалов.

Приводятся клинические примеры подтверждающие исследования по оценке пояснично-крестцового сагиттального баланса в отдаленные сроки наблюдений, в которых показаны различные варианты изменений пояснично-крестцового сагиттального баланса.

Результаты работы реализованы в отделениях ортопедии (вертебрологии) и лучевой диагностики Центральной клинической больницы РАН, что подтверждается актом о внедрении результатов исследования в клиническую практику.

Дальнейшее изучение проблем нарушения биомеханики пояснично-крестцового отдела позвоночника после выполнения фиксации сегмента позволит найти ключ к решению проблемы синдрома смежного уровня.

Применение методики в рамках проведенного исследования показало обнадеживающие результаты, наглядно демонстрирующие различие между нормальным и патологически измененным пояснично-крестцовым комплексом.

Выводы

1. Поясничный лордоз является частью дуги окружности и определяется рядом геометрических параметров. Соотношение геометрических и анатомических параметров поясничного лордоза и крестца являются определяющими для количественной оценки пояснично-крестцового баланса.
2. Разработан и предложен количественный метод диагностики состояния сагиттального пояснично-крестцового баланса, позволяющий определить степень его нарушений, а также осуществлять предоперационное планирование восстановления оптимального сагиттального пояснично-крестцового баланса индивидуально каждому пациенту. Метод обладает высокой чувствительностью и специфичностью в диагностике и прогнозирования развития синдрома смежного сегмента и дегенеративных изменений позвоночного столба, возникающих после реконструктивных операций.
3. При сравнении двух групп пациентов с наличием и отсутствием синдрома смежного уровня в одинаковый срок наблюдения, значение параметра LSB менее 0,19 продемонстрировало 100% чувствительности и 92,2% специфичности для развития синдрома смежного уровня. Данный факт является основополагающим в диагностике и профилактике синдрома смежного уровня у пациентов в срок наблюдения более 3 лет.
4. Оценка результатов лечения пациентов после задней транспедикулярной фиксации позвоночника на поясничном уровне показала наличие значимых различий в изменении сагиттального позвоночно-тазового баланса, однако направленность выявленных различий свидетельствует о том, что моделирование сагиттального баланса во время операции не достигается во всех случаях.

5. Полученные результаты настоящего исследования легли в основу разработанной программы для ЭВМ, которая позволяет осуществлять предоперационное планирование восстановления оптимального сагиттального пояснично-крестцового баланса при выполнении динамической и ригидной транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника .

Практические рекомендации

1. В предоперационном периоде необходимо провести тщательную оценку ключевых анатомических и геометрических параметров пояснично-крестцового баланса: угол лордоза, центральной угол сегмента, угол отклонения крестца и угол наклон крестца, чтобы рассчитать разработанные нами параметры.
2. В случае выявления нарушения в сагиттальном балансе ($LSB < 0,19$), необходимо рассчитать соотношение угловых величин которые позволяют восстановить оптимальный сагиттальный баланс ($LSB > 0,19$).
3. Пациентов с нарушенным сагиттальным балансам ($LSB < 0,19$), после операции необходимо наблюдать в течение 3 лет.
4. Разработанный программный код для ЭВМ предоперационного планирования для восстановления нормального сагиттального пояснично-крестцового баланса рекомендовать к использованию при выполнении динамической и ригидной транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника.

Список литературы

1. Амин Ф.И. Синдром «смежного сегмента» после спондилодеза/Ф.И. Амин, И.Б. Алейникова, М.В. Боев//Нейрохирургия. - 2011. - № 2. - С. 62-67.
2. Басков А. Анализ причин осложнений транспедикулярной стабилизации позвоночника на основе восьмилетнего опыта/А. Басков, О. Древаль, Ф. Каримов и др.//Материалы IV съезда нейрохирургов России. М., 2006. - С. 10.
3. Беленький В.Е. Влияние веса тела и мышечных сил на формирование физиологических изгибов позвоночника//Ортопед., травматол., протезир. 1973. № 2. С. 45-50.
4. Гатин В.Р. Транспедикулярная фиксация в хирургическом лечении переломов грудного и поясничного отделов позвоночника/В.Р. Гатин,
5. Гладков А.В. Биомеханическая оценка деформации позвоночника при болезни Шюерман-Мау/А.В. Гладков, Г.М. Коржавин//Патология позвоночника: Сб.научн. трудов. СПб., 1992. - С.84-92.
6. Дзукаев Д.Н. Осложнения при транспедикулярной фиксации позвоночника /Д.Н. Дзукаев, В.В. Крылов//Современные медицинские технологии и перспективы развития военной травматологии и ортопедии: Материалы конференции. СПб., 2000. - С.98
7. Доценко В.В. Повторные операции при дегенеративных заболеваниях, позвоночника/В.В Доценко//Хирургия позвоночника. - 2004. - № 4. - С. 63-67.
8. Жук Д.М. Разработка системы эффективного анализа сагиттального позвоночно-тазового баланса/Д.М. Жук, А.А. Никулина//Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. – 2015. - № 6. - С. 346-360.
9. Зяблов В.И. Биомеханические аспекты позвоночного канала и спинного мозга / В.И. Зяблов, А.Н. Брехов//Новое в травматологии и ортопедии: тез. докл. II респ. научно-практ. Конференции травм.-ортопед. Крыма. - Ялта, 1993. - С. 51-53.
10. Карих Р.И. Сравнительная оценка эффективности методов стабилизации позвоночника в биомеханическомаспекте/Р.И. Карих, Т.А. Ревенко, В.Е. Жига-

- рев//Сб. научн. трудов: Медицинская биомеханика. Рига, 1986.-Т.2.-С. 504-509.
11. Корж Н.А. Клинико-биомеханическая теория нестабильности позвоночника и ее практическое приложение/Н.А. Корж, Е.М. Маковоз, М.И. Завеля // V съезд травматол.-ортопед, респ. Сов. Прибалт.: Тез. докл. - Рига, 1986. - Ч. 1. -С. 290-292.
 12. Макиров С.К. Структурно-функциональные нарушения при остеохондрозе пояснично-крестцового отдела позвоночника (диагностика и хирургическое лечение): дис. д-ра мед. наук: 14.00.22/Макиров Серик Калиулович - Москва., 2006.
 13. Марков А.И. Задний межтеловой спондилодез в хирургическом лечении грыж межпозвонкового диска/А.И. Марков, Д.Б. Власов, Ю.Н. Волошин//VII съезд травматол.-ортопед. России: Тез. докл. - Новосибирск, 2002. - С. 205.
 14. Полляк Л.Н. Первичный межтеловой спондилодез при лечении поясничного межпозвонкового остеохондроза/Л.Н. Полляк, Л.Г. Плеханов, О.М. Жовтановский//Ортопед., травматол. и протезирование. - 1994. - № 3. - С. 78-80.
 15. Продан А.И. Влияние позвоночно-тазового баланса и дегенерации позвоночных сегментов на формирование дегенеративного поясничного спинального стеноза/А.И. Продан, А.Н. Хвисяк, О.А. Перепечай, А.Г. Чернышев, и др.//Хирургия позвоночника. - 2010. - № 1. - С. 49-56.
 16. Продан А.И. Закономерности формирования вертикальной осанки и параметры сагиттального позвоночно-тазового баланса у пациентов с хронической люмбалгией и люмбоишиалгией/А.И. Продан, В.А. Радченко, А.Н. Хвисяк, В.А. Куценко//Хирургия позвоночника. - 2006. - № 4. - С. 61-69.
 17. Продан А.И. Корреляция параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса и дегенеративных изменений нижнепоясничных позвоночных сегментов/А.И. Продан, А.Н. Хвисяк//Хирургия позвоночника. - 2007. - № 1. - С. 44-51.
 18. Пуриныны И.Ж. Биомеханические основы нейрохирургического лечения остеохондроза позвоночника/И.Ж. Пуриныны. Рига: Зинатне, 1978. -256 с.

19. Радченко В.А., Продан А.И., Куценко В.А. и др. Структурно-функциональные нарушения при дисрофически-деструктивных заболеваниях позвоночника у людей старшего возраста // Ортопед., травматол. и протезир. - 2003. - № 3. - С. 12-16.
20. Рождественский С.В. Осложнения при оперативном лечении больных с повреждениями позвоночника/С.В. Рождественский, А.И. Мироманов, В.М. Карпов и др.//Хирургия позвоночника и спинного мозга: Сборник науч. трудов. Новокузнецк, 1995. - С. 222-227.
21. Усиков В.Д. Ошибки и осложнения при оперативном лечении позвоночно-спинномозговой травмы/В.Д. Усиков, В.А. Лобода, Е.М. Фадеев//Материалы III съезда нейрохирургов России. СПб., 2002. - С. 221-222.
22. Хвисяк Н. И. Нестабильность поясничного отдела позвоночника: Автореф. дис. д-ра мед. наук. Харьков, 1978. - С. 25.
23. Abode-Iyamah K.O. PEEK rods decrease intradiscal pressure in levels adjacent to spinal instrumentation/K.O. Abode-Iyamah, E.M. Cox, R. Kumar, et al.//In: Proceedings of the Congress of Neurological Surgeons Annual Meeting: Washington, DC, 2011.
24. Adams M.A. Personal risk factors for first time low back pain/M.A. Adams, A.F. Mannion, P. Dolan//Spine. - 1999. - Vol. 24. - N 23. - P. 2497-505.
25. Akamaru T. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis/T. Akamaru, N. Kawahara, Y.S Tim, A. Minamide et al.//Spine. - 2003. - Vol. 28. - N 14. - P. 1560-1566.
26. Albert H.B. Modic changes following lumbar disc herniation/H.B. Albert, C. Maniche//Eur Spine J. - 2007. - Vol. 16. - N 7. - P. 977-982.
27. Ames C.P. Early clinical and radiographic results of the NFlex posterior dynamic stabilization system/C.P. Ames, F. Acosta, F.B. Christensen, et al.//In: AANS/CNS Section on Disorders of the Spine and Peripheral Nerves Annual Meeting. - Orlando, 2008.
28. Andreasen M.L. Reproduction of the lumbar lordosis: a comparison of standing radiographs versus supine magnetic resonance imaging obtained with straightened

- lower extremities/M.L. Andreasen, L. Langhoff, T.S. Jensen, H.B. Albert//J Manipulative Physiol Ther. - 2007. - Vol. 30. - N 1. - P. 26-30.
29. Antoniades S.B. Sagittal plane configuration of the sacrum in spondylolisthesis/S.B. Antoniades, K.W. Hammerberg, R.L. DeWald //Spine. - 2000. - Vol. 25. - N 9. - P. 1085-1091.
30. Aota Y. Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders/Y. Aota, K. Kumano, S. Hirabayashi//J Spinal Disord. - 1995. - Vol. 8. - N 6. - P. 464-473.
31. Avasthi D. Juxtafusal Outcomes with the Dynamic Posterior Lumbar Instrumentation/D. Avasthi//Rio de Janeiro: World Spine III, 2005.
32. Axelsson P. Radiostereometry in lumbar spine research/P. Axelsson, R. Johnsson, B. Strömquist//Acta Orthop. - 2006. - Vol. 77. - N 323. - P. 1-42.
33. Barbagallo G.M. Analysis of complications in patients treated with the X-STOP interspinous process decompression system: Proposal for a novel anatomic scoring system for patients selection and review of the literature/G.M. Barbagallo, G. Olin-do, L. Corvino, V. Albanese//Neurosurgery. - 2009. - Vol. 665. - P. 1111-1119.
34. Barrey C. Equilibre sagittal pelvi-rachidien et pathologies lombaires dégénératives. Etude comparative à propos de 100 cas/C. Barrey//Lyon: Thèse Doctorat-Université Claude-Bernard; 2004.
35. Been E. A new look at the geometry of the lumbar spine/E. Been, A. Barash, H. Pessah, S. Peleg//Spine. - 2010. - Vol. 35. - N 20. - P. E1014-E1017.
36. Been E. Geometry of the vertebral bodies and the intervertebral discs in lumbar segments adjacent to spondylolysis and spondylolisthesis: pilot study/E. Been, L. Li, D.J. Hunter, L. Kalichman//Eur Spine J. - 2011. - Vol. 20. - N 7. - P. 1159-1165.
37. Been E. Lumbar lordosis/E. Been, L. Kalichman//Spine J. - 2014. - Vol.14. - N 1. - P. 87-97.
38. Benzel E.C. Stability and instability of the spine/E.C. Benzel//in: Biomechanics of Spine Stabilization. - New York: AANS, 2001. - P. 29-43.
39. Berlemann U. The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis/U. Berlemann, D.J.

- Jeszenszky, D.W. Buhler, J. Harms//J Spinal Disord. - 1999. - Vol. 12. - N 1. - P. 68-73.
40. Berthonnaud E. Analysis of structural features of deformed spines in frontal and sagittal projections/E. Berthonnaud, J. Dimnet//Comput Med Imaging Graph. - 2007. - Vol. 31. - N 1. - P. 9-16.
 41. Bono C.M. Posterior pedicle fixation-based dynamic stabilization devices for the treatment of degenerative diseases of the lumbar spine/C.M. Bono, M. Kadaba, A.R. Vaccaro//J Spinal Disord Tech. - 2009. - Vol. 22. - P. 376-383.
 42. Boos N. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view/N. Boos, J.K. Webb//Eur Spine J. - 1997. - Vol. 6. - P. 2-18.
 43. Booth K.C. Complications and predictive factors for the successful treatment of flatback deformity (fixed sagittal imbalance)/K.C. Booth, K.H. Bridwell, L.G. Lenke, C.R. Baldus, et al.//Spine. - 1999. - Vol. 24. - N 16. - P. 1712-1720.
 44. Booth K.C. Minimum 5-year results of degenerative spondylolisthesis treated with decompression and instrumented posterior fusion/K.C. Booth, K.H. Bridwell, B.A. Eisenberg, et al.//Spine. - 1999. - Vol. 24. - P. 1721-1727.
 45. Bothmann M. Dynesys fixation for lumbar spine degeneration/M. Bothmann, E. Kast, G.J. Boldt et al.//Neurosurgical Review. - 2008. - Vol. 31. - N 2. - P. 189-196.
 46. Boulay C. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis/C. Boulay, C. Tardieu, J. Hecquet, C. Benaim, et al.//Eur Spine J. - 2006. - Vol. 15. - N 4. - P. 415-422.
 47. Bowers C. Dynamic interspinous process stabilization: Review of complications associated with the X-STOP device/C. Bowers, A. Amini, A.T. Dailey, M.H. Schmidt//Neurosurg Focus. - 2010. - Vol. 28. - P. E8.
 48. Bozkuş H. Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: in vitro biomechanical comparison with standard rigid pedicle screw-rod stabilization-laboratory investigation/H. Bozkuş, M. Senoğlu, S. Baek, A.G. Sawa et al.//J Neurosurg Spine. - 2010. - Vol. 12. - N 2. - P. 183-189.

49. 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. 461-472.
50. Brussee P. Self-rated evaluation of outcome of the implantation of interspinous process distraction (X-STOP) for neurogenic claudication/P. Brussee, J. Hauth, R.D. Donk, A.L. Cerbeek, et al.//*Eur Spine J.* - 2008. - Vol. 17. - P. 200-203.
51. Burnett M.G. Cost-effectiveness of current treatment strategies for lumbar spinal stenosis: Nonsurgical care, laminectomy, and X-STOP/M.G. Burnett, S.C. Stein, R.H. Bartels//*J Neurosurg Spine.* - 2010. - Vol. 13. - P. 39-46.
52. Büttner-Janitz K. Classification of spine arthroplasty devices/J. Yu, R. Bertagnoli, P. C. McAfee, H.S. Jan//In: *Motion Preservation Surgery of the Spine.* - Philadelphia: Saunders Elsevier Press, 2008. - P. 21-35.
53. Cakir B. Adjacent segment mobility after rigid and semirigid instrumentation of the lumbar spine/B. Cakir, C. Carazzo, R. Schmidt, T. Mattes et al.//*Spine.* - 2009. - Vol. 34. - N 12. - P. 1287-1291.
54. Carragee E.J. Clinical outcomes after lumbar discectomy for sciatica: the effects of fragment type and anular competence/E.J. Carragee, M.Y. Han, P.W. Suen, et al.//*J Bone Joint Surg Am.* - 2003. - Vol. 85. - N 1. - P. 102-108.
55. Chang K.W. Quality control of reconstructed sagittal balance for sagittal imbalance/K.W. Chang, X. Leng, W. Zhao, et al.//*Spine.* - 2011. - Vol. 36. - P. E186-197.
56. Chen I.R. Disc height and lumbar index as independent predictors of degenerative spondylolisthesis in middle-aged women with low back pain/I.R. Chen, T.S. Wei//*Spine.* - 2009. - Vol. 34. - N 13. - P. 1402-1409.
57. Cheng B.C. Immediate biomechanical effects of lumbar posterior dynamic stabilization above a circumferential fusion/B.C. Cheng, J. Gordon, J. Cheng, W.C. Welch//*Spine.* - 2007. - Vol. 32. - N 23. - P. 2551-2557.
58. Cheng X.G. Measurements of vertebral shape by radiographic morphometry: sex differences and relationships with vertebral level and lumbar lordosis/X.G. Cheng, Y. Sun, S. Boonen, et al.//*Skeletal Radiol.* - 1998. - Vol. 27. - N 7. - P. 380-384.

59. Choi Y. Adjacent segment instability after treatment with a graf ligament at minimum 8 years' follow-up/Y.Choi, K. Kim, K. So//Clin Orthop Relat Res. - 2009. - Vol. 467. - N 7. - P.1740-1746.
60. Cienciala J. Dynamic neutralization using the dynesys system for treatment of degenerative disc disease of the lumbar spine/J.Cienciala, R. Chaloupka, M. Repko, M. Krbec//Acta Chir Orthop Traumatol Cech. - 2010- Vol. 77. - N 3. - P. 203-208.
61. Cil A. The evolution of sagittal segmental alignment of the spine during childhood/A. Cil, M. Yazici, A. Uzumcugil, U. Kandemir, et al.//Spine. - 2005. - Vol. 30. - N 1. - P. 93-100.
62. Claus A.P. Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity/A.P. Claus, J.A. Hides, G.L. Moseley, P.W. Hodges//Spine. - 2009. - Vol. 34. - N 6. - P. E208-E214.
63. Coe J.D. NFlex dynamic stabilization system: two year clinical outcomes of multicenter study/J.D. Coe, S.H. Kitchel, H.J. Meisel, C.H. Wingo et al.//J Korean Neurosurg Soc - 2012. - Vol. 51. - N 6. - P. 343-349.
64. Delamarter R.B. Nonfusion application of the Dynesys system in the lumbar spine: early results from IDE multicenter trial/R.B. Delamarter, J. Maxwell, R. Davis, J. Sherman, et al.//Spine J. - 2006. - Vol. 6. - N 1. - P. S77.
65. Di Silvestre M. Dynamic stabilization for degenerative lumbar scoliosis in elderly patients/M. Di Silvestre, G. Bakaloudis, F. Lolli, P. Parisini//Spine. - 2010. - Vol 35. - N 2. - P. 227-234.
66. Dubois G. Dynamic neutralization: a new concept for restabilisation of the spine/G. Dubois, B. de Gernay, N.S. Schaerer, P. Fennema//In: Lumbar Segmental Instability. - Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 1999. - P. 233-240.
67. Dubousset J. The pelvis «intercalary bone». Monograph of the GES/J. Dubousset//Paris. - 1984. - P. 15-22.
68. Duval-Beaupère G. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position/G. Duval-Beaupère, C. Schmidt, P. Cosson//Ann Biomed Eng. - 1992. - Vol. 20. - N 4. - P. 451-462.

69. Duval-Beaupère G. Composante sagittale de la statique rachidienne/G. Duval-Beaupère, J. Legaye//Rev Rhum. - 2004. - Vol. 7. - N 2. -P. 105-119.
70. Ergün T. The relation between sagittal morphology of the lumbosacral spine and the degree of lumbar intervertebral disc degeneration/T. Ergün, H. Lakadamyali, M.S. Sahin//Acta Orthop Traumatol Turc. - 2010. - Vol. 44. - N 4. - P. 293-299.
71. Eyring E.J. The biochemistry and physiology of the intervertebral disk/E.J. Eyring//Clin Orthop. - 1969. - Vol. 67. - P. 16-28.
72. Feloukatzis C. The dynamic neutralization system (Dynesys) in the treatment of degenerative lumbar spine disease/C. Feloukatzis, G. Barlas, S. Pichas, L. Drosos//Proceedings of the 3rd Interdisciplinary Congress on Spine Care: Rio De Janeiro, 2005.
73. Fritzell P. Cost effectiveness of lumbar fusion and nonsurgical treatment for chronic low back pain in the Swedish Lumbar Spine Study: a multicenter, randomized, controlled trial from the Swedish Lumbar Spine Study Group/P. Fritzell, O. Hagg, D. Jonsson, et al.//Spine. - 2004. - Vol. 29. - P. 421-434.
74. Frymoyer J. W. Segmental instability/J.W. Frymoyer//In: The Adult Spine. - New York: Raven Press, 1991. - P. 1873-1891.
75. Frymoyer J.W. A Comparison of radiographic findings in fusion and nonfusion patients ten or more years following lumbar disc surgery/J.W Frymoyer, E.N. Hanley Jr, J. Howe, et al.//Spine. - 1979. - Vol. 4. - N 5. - P. 435-440.
76. Frymoyer J.W. Segmental instability: rationale for treatment/J.W. Frymoyer, D.K. Selby//Spine. - 1985. - Vol. 10. - N 3. - P. 280-286.
77. Gardner A. Graf ligamentoplasty: a 7-year follow-up/A. Gardner, K.C. Pande//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - N 2. - P. S157-S163.
78. Ghiselli G. Adjacent segment degeneration in the lumbar spine/G. Ghiselli, J.C. Wang, N.N. Bhatia, W.K. Hsu, et al.//J Bone Joint Surg Am. - 2004. - Vol. 86. - N 7. - P. 1497-1503.
79. Giglio C.A. Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth/C.A. Giglio, J.B. Volpon//J Child Orthop. - 2007. - Vol 1. - N 3. - P.187-193.

80. Gillet P. The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion/P. Gillet//*J Spinal Disord Tech.* - 2003. - Vol. 16. - P. 338-345.
81. Gracovetsky S.A. Relationship between lordosis and the position of the center of reaction of the spinal disc/S.A. Gracovetsky, V. Zeman, A.R. Carbone//*J Biomed Eng.* - 1987. - Vol. 9. - N 3. - P. 237-48.
82. Graf H. Evaluation of the therapeutic effect of the graf stabilisation system/H. Graf//*In: Proceedings of the 2nd Annual Meeting of the European Spine Society.* - Rome, Italy, 1991.
83. Grevitt M.P. The Graf stabilisation system: early results in 50 patients/M.P. Grevitt, A.D. Gardner, J. Spilsbury, I.M. Shackelford, et al.//*Eur Spine J.* - 1995. - Vol. 4. - N 3. - P. 169-175.
84. Grob D. Clinical experience with the dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years/D. Grob, A. Benini, A. Junge, A.F. Mannion//*Spine.* - 2005. - Vol. 30. - N 3. - P. 324-331.
85. Guigui, P. Physiological value of pelvic and spinal parameters of sagittal balance: analysis of 250 Healthy volunteers/P. Guigui, N. Levassor, L. Rillardon, P. Wodecki et al.//*Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* - 2003. - Vol. 89. - N 6. - P. 496-506.
86. Habibi Z. Lumbosacral Sagittal Alignment in Association to Intervertebral Disc Diseases/Z. Habibi, F. Maleki, A.T. Meybodi, A. Mahdavi, et al.//*Asian Spine J.* - 2014. - Vol. 8. - N 6. - P. 813-819.
87. Hadlow S.V. The graft ligamentoplasty procedure: comparison with posterolateral fusion in the management of low back pain/S.V. Hadlow, A.B. Fagan, T.M. Hillier, R.D. Fraser//*Spine.* - 1998. - Vol.23. - N 10. - P. 1172-1179.
88. Hakelius A. Prognosis in sciatica: a clinical follow-up of surgical and non-surgical treatment/A. Hakelius//*Acta Orthop Scand Suppl.* - 1970. - Vol. 129. - P. 1-76.
89. Hanson D.S. Correlation of pelvic incidence with low- and high-grade isthmic spondylolisthesis/D.S. Hanson, K.H. Bridwell, J.M. Rhee, L.G. Lenke//*Spine.* - 2002. - Vol. 27. - N 18. - P. 2026-2029.

90. Harms J. Instrumented Spinal Surgery: Principles and Technique/J. Harms, G. Tabasso//Thieme. - 1999.
91. Harrison DD. Elliptical modeling of the sagittal lumbar lordosis and segmental rotation angles as a method to discriminate between normal and low back pain subjects/D.D. Harrison, R. Cailliet, T.J. Janik, S.J. Troyanovich, et al.//J Spinal Disord. - 1998. - Vol. 11. - N 5. - P. 430-439.
92. Harrop J.S. Lumbar adjacent segment degeneration and disease after arthrodesis and total disc arthroplasty/J.S. Harrop, J.A. Youssef, M. Maltenfort, et al.//Spine. - 2008. - Vol. 33. - P. 1701-1707.
93. Hartmann F. Biomechanical effect of different interspinous devices on lumbar spinal range of motion under preload conditions/F. Hartmann, S.O Dietz, H. Hely, P.M. Rommens, et al.//Arch Orthop Trauma Surg. - 2011. - Vol. 131. - P. 917-926.
94. Highsmith J.M. Flexible rods and the case for dynamic stabilization/J.M. Highsmith, L.M. Tumialan, G. Rodts Jr//Neurosurg Focus. - 2007. - Vol. 22. - N 1. - P. E11.
95. Hilibrand A.S. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion?/A.S. Hilibrand, M. Robbins//Spine Journal. - 2004. - Vol. 4. - N 6. - P. S190-S194.
96. Hironobu S. Symptomatic adjacent segment pathology after posterior lumbar interbody fusion for adult low-grade isthmic spondylolisthesis/S. Hironobu, T. Yamashita, T. Miwa, K. Ohzono et al.//Global spine journal. - 2013. - Vol. 3. - N 4. - P. 219-224.
97. Huang K.Y. Factors affecting disability and physical function in degenerative lumbar spondylolisthesis of L4-5: evaluation with axially loaded MRI/K.Y. Huang, R.M. Lin, Y.L. Lee, J.D. Li//Eur Spine J. - 2009. - Vol. 18. - N 12. - P. 1851-1857.
98. Huang R.C. Advantages and disadvantages of Nonfusion Technology in Spine Surgery/R.C. Huang, F.P. Girardi, M.R. Lim, et al.//Orthop Clin North Am. - 2005. - Vol 36. - N 3. - P. 263-269.

99. Huang R.P. Predictive value of pelvic incidence in progression of spondylolisthesis/R.P. Huang, H.H. Bohlman, G.H. Thompson//Spine. - 2003. - Vol. 28. - P. 2381-2385.
100. Jackson R.P. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers/R.P. Jackson, C. Hales//Spine. - 2000. - Vol. 25. - P. 2808-2815.
101. Jang J.S. Influence of lumbar lordosis restoration on thoracic curve and sagittal position in lumbar degenerative kyphosis patients/J.S. Jang, S.H. Lee, J.H. Min, D.H. Maeng//Spine. - 2009. - Vol. 34. - N 3. - P. 280-284.
102. Janik T.J. Can the sagittal lumbar curvature be closely approximated by an ellipse?/T.J. Janik, D.D. Harrison, R. Cailliet, S.J. Troyanovich, et al.//J Orthop Res. - 1998. - Vol. 16. - N 6. - P. 766-770.
103. Kabir S.M. Lumbar interspinous spacers: A systematic review of clinical and biomechanical evidence/S.M. Kabir, S.R. Gupta, A.T. Casey//Spine. - 2010. - Vol. 35. - P. E1499-1506.
104. Kalichman L. Association between computed tomography–evaluated lumbar lordosis and features of spinal degeneration, evaluated in supine position/L. Kalichman, L. Li, D.J. Hunter, E. Been//Spine J. - 2011. - Vol. 11. - N 4. - P. 308-315.
105. Kanamori M. Minimum 10-Year Follow-up Study of Anterior Lumbar Interbody Fusion for Degenerative Spondylolisthesis: Progressive Pattern of the Adjacent Disc Degeneration/M. Kanamori, T. Yasuda, T. Hori, K. Suzuki//Asian Spine J. - 2012. - Vol. 6. - N 2. - P. 105-114.
106. Kanayama M. A minimum 10-year follow-up of posterior dynamic stabilization using graf artificial ligament/M. Kanayama, T. Hashimoto, K. Shigenobu, D. Togawa, et al.//Spine. - 2007. - Vol. 32. - N 18. - P. 1992-1996.
107. Kaner T. Clinical outcomes of degenerative lumbar spinal stenosis treated with lumbar decompression and the Cosmic “semirigid” posterior system/T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, A.L. Aydin et al.//SAS J. - 2010. - Vol. 4. - N 4. - P. 99-106.
108. Kaner T. Comparison of posterior dynamic and posterior rigid transpedicular stabilization with fusion to treat degenerative spondylolisthesis/T. Kaner, S. Dalbayrak, T. Oktenoglu, et al.//Orthopedics. - 2010. - Vol. 33. - N. 5.

109. Kaner T. Dynamic stabilization of the spine: a new classification system/T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu et al.//Turkish Neurosurgery. - 2010. - Vol. 20. - N. 2. - P. 205-215.
110. Kaner T. Minimum two-year follow-up of cases with recurrent disc herniation treated with microdiscectomy and posterior dynamic transpedicular stabilization/T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, A.L. Aydin et al.//Open Orthop J. - 2010. - Vol. 4. - P. 120-125.
111. Kaner T. Utilizing dynamic rods with dynamic screws in the surgical treatment of chronic instability: a prospective clinical study/T. Kaner, M. Sasani, T. Oktenoglu, et al.//Turkish Neurosurgery. - 2009. - Vol. 19. - N 4. - P. 319-326.
112. Kapanadji J.A. The functional anatomy of the lumbosacral spine/J.A. Kapanadji//Acta Orthop Belg. - 1969. - Vol. 34. - N. 3-4. - P. 543.
113. Kim D.H. Occult spinous process fractures associated with interspinous process spacers/D.H. Kim, M. Tantorski, J. Shaw, J. Martha, et al.//Spine. - 2011. - Vol. 36. - P. E1080-1085.
114. Kirkaldy-Willis W.H. Instability of the lumbar spine/W.H. Kirkaldy-Willis, H.F. Farfan//Clin Orthop Relat Res. - 1982. - Vol. 165. - P. 110-123.
115. Kirkaldy-Willis W.H. Pathology and pathogenesis of lumbar spondylolisthesis and stenosis/W.H. Kirkaldy-Willis, J.H. Wedge, K. Yong-Hing, J. Reilly//Spine. - 1978. - Vol. 3. - N 4. - P. 319-328.
116. Knutsson F. The instability associated with disc degeneration in the lumbar spine/F. Knutsson//Acta Radiol. - 1944. - Vol. 25. - P. 593-609.
117. Ko C.C. Screw loosening in the Dynesys stabilization system: radiographic evidence and effect on outcomes/C.C. Ko, H.W. Tsai, W.C. Huang, J.C. Wu, et al.//Neurosurg Focus. - 2010. - Vol. 28. - No 6. - P. E10.
118. Kolditz D. Water and electrolyte content of human intervertebral disc undervariable load/D. Kolditz, J. Kramer, R. Gowin//Spine. - 1985. - Vol. 10. - P. 69-71.
119. Kraemer P. A systematic review of definitions and classification systems of adjacent segment pathology/P. Kraemer, M.G. Fehlings, R. Hashimoto, M.J. Lee et al.//Spine. - 2012. - Vol. 37. - N 22. - P. S31-S39.

120. Kumar M.N. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion/M.N. Kumar, A. Baklanov, D. Chopin//*Eur Spine J.* - 2001. - Vol. 10. - N 4. - P.314-319.
121. Kutcha J. Two-year results of interspinous spacer (X-STOP) implantation of 175 patients with neurologic intermittent claudication due to lumbar spinal stenosis/J. Kutcha, R. Sobottke, P. Cysel, P. Simons//*Eur Spine J.* - 2009. - Vol. 18. - P. 823-829.
122. Labelle H. Spino-pelvic alignment after surgical correction for developmental spondylolisthesis/H. Labelle, P. Roussouly, D. Chopin, E. Berthonnaud, et al.// *Eur Spine J.* - 2008. - Vol. 17. - N 9. - P. 1170-1176.
123. Labelle H. Spondylolisthesis, pelvic incidence, and spinopelvic balance: a correlation study/H. Labelle, P. Roussouly, E. Berthonnaud, E. Transfeldt, et al.//*Spine.* - 2004. - Vol. 29. - N 18. - P. 2049-2054.
124. Labelle H. The importance of spino-pelvic balance in L5-s1 developmental spondylolisthesis: a review of pertinent radiologic measurements/H. Labelle, P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet, et al.//*Spine.* - 2005. - Vol. 30. - N 6. - P. S27-34.
125. Lau S. Lumbar stabilization techniques/S. Lau, K.S. Lam//*Current Orthopaedics.* - 2007. - Vol. 21. - N 1. - P. 25-29.
126. Lebkowski W.J. The radiological symptoms of lumbar disc herniation and degenerative changes of the lumbar intervertebral discs/W.J. Lebkowski, U. Lebkowska, M. Niedzwiecka, J. Dzieciol//*Med Sci Monit.* - 2004. - Vol. 10. - N 3. - P. 112-114.
127. Lee C.K. Lumbosacral spinal fusion: a biomechanical study/C.K. Lee, N.A. Langrana//*Spine.* - 1984. - Vol. 9. - P. 574-581.
128. Legaye J. Analysis of the Dynamic Sagittal Balance of the Lumbo-Pelvi-Femoral Complex. In: Klika V, editor. *Biomechanics in Applications.* Rijeka, Croatia: InTech; 2011. p. 221-246
129. Legaye J. Pelvic incidence: a fundamental parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves/J. Legaye, G. Duval-Beaupère, J. Hecquet, C. Marty//*Eur Spine J.* - 1998. - Vol. 7. - P. 99-103.

130. Lehmann T.R. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients/T.R. Lehmann, K.F. Spratt, J.E. Tozzi et al.//Spine. - 1987. - Vol. 12. - P. 97-104.
131. Lim T.H. Biomechanical evaluation of dynamic fixation device: NFLEX/T.H. Lim, K.S. Han, L. Keller, et al.//In: Spine Arthroplasty Society Annual Meeting. - Montreal, 2006.
132. Lin R.M. Lumbar lordosis: normal adults/R.M. Lin, I.M. Jou, C.Y. Yu//J Formos Med Assoc. - 1992. - Vol. 91. - N 3. - P. 329-333.
133. Lumsden R.M. An in vivo study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint/R.M. Lumsden, J.M. Morris//J Bone Joint Surg Am. - 1968. - Vol. 50. - N 8. - P. 1591-1602.
134. Mac-Thiong J.M. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents/J.M. Mac-Thiong, H. Labelle, E. Berthonnaud, R.R. Betz, et al.//Eur Spine J. - 2007. - Vol. 16. - N 2. - P. 227-234.
135. Maleci A. Nonfusion stabilization of the degenerative lumbar spine/A. Maleci, R. Sambale, M. Schiavone, F. Lamp et al.//J Neurosurg Spine. - 2011. - Vol. 15. - N 2. - P. 151-158.
136. Mandigo C.E. Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine: Pedicle based stabilization with the AccuFlex rod system/C.E. Mandigo, P. Sampath, M.G. Kaiser//Neurosurg Focus. - 2007. - Vol. 22. - N 1. - P. E9
137. Markwalder T.M. Dynamic stabilization of lumbar motion segments by use of Graf's ligaments: results with an average follow-up of 7.4 years in 39 highly selected, consecutive patients/T.M. Markwalder, M. Wenger//Acta Neurochir. - 2003. - Vol. 145. - N 3. - P. 209-214.
138. Marty C. The sagittal anatomy of the sacrum among young adults, infants and spondylolisthesis patients/C. Marty, B. Boisaubert, H. Descamps, J. Montigny, et al.//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - P. 119-125.
139. Mayer H. Non-fusion technology in degenerative lumbar spinal disorders: facts, questions, challenges/H. Mayer, A. Korge//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - N 2. - P. S85-S91.

140. Mazanec D.J. Back pain: medical evaluation and therapy/D.J. Mazanec//Cleve Clin J Med. - 1995. - Vol. 62. - N 3. - P. 163-168.
141. McAfee P. Treatment of lumbar spinal stenosis with a total posterior arthroplasty prosthesis: implant description, surgical technique, and a prospective report on 29 patients/P. McAfee, L.T. Khoo, L. Pimenta, A. Capuccino, et al.//Neurosurg Focus. - 2007. - Vol. 22. - N 1. - P. E13.
142. Miyakoshi N. Outcome of one-level posterior lumbar interbody fusion for spondylo- listhesis and postoperative intervertebral disc degeneration adjacent to the fusion/N. Miyakoshi, E. Abe, Y. Shimada, K. Okuyama et al.//Spine. - 2000. - Vol. 25. - N 14. - P. 1837-1842.
143. Modic M.T. Lumbar Degenerative Disk Disease/M.T. Modic, J.S. Ross//Radiol. - 2007. - Vol. 245. - N 1. - P. 43-61.
144. Moskowitz A. Long-term follow-up of scoliosis fusion/A. Moskowitz, J.H. Moe, R.B. Winter, H. Binner//J Bone Joint Surg Am. - 1980. - Vol. 62. - P. 364-376.
145. 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. - N 2. - P. S198-S205.
146. Nachelson A. In vivo measurements of intradiscal pressure. Discometry, a method for the determination of pressure in lower lumbar discs/A. Nachelson, J.M. Morris//J Bone Joint Surg Am. - 1964. - Vol. 46. - P. 1077-1092.
147. Nakai S. Long-term follow-up study of posterior lumbar interbody fusion/S. Nakai, H. Yoshizawa, S. Kobayashi//J Spinal Disord. - 1999. - Vol. 12. - N 4. - P. 293-299.
148. Nandakumar A. The increase in dural sac area is maintained at 2 years after X- STOP implantation for the treatment of spinal stenosis with no significant alteration in lumbar spine range of movement/A. Nandakumar, N.A. Clark, J.P. Peehal, N. Bilollikar, et al.//Spine J. - 2010. - Vol. 10. - P 762-768.
149. Nockels R.P. Dynamic stabilization in the surgical management of painful lumbar spinal disorders/R.P. Nockels//Spine. - 2005. - Vol. 30. - N 16. - P. S68-S72.
150. Oktenoglu T. Pedicle screw-based posterior dynamic stabilisation of the lumbar spine: in vitro cadaver investigation and a finite element study/T. Oktenoglu, D.U.

- Erbulut, A. Kiapour, A.F. Ozer, et al.//*Comput Methods Biomech Biomed Engin.* - 2015. - Vol. 18. - N 11. - P. 1252-1261.
151. Okuda S. Risk factors for adjacent segment degeneration after PLIF/S. Okuda, M. Iwasaki, A. Miyauchi, H. Aono et al.//*Spine.* - 2004. - Vol. 29. - N 14. - P. 1535-1540.
152. Ostrowska B. Body posture in elderly, physically active males/B. Ostrowska, K. Rozek-Mroz, C. Giemza//*Aging Male.* - 2003. - Vol. 6. - N 4. - P. 222-229.
153. Ozer A.F. Dynamic lumbar pedicle screw-rod stabilization: two-year follow-up and comparison with fusion/A.F. Ozer, N.R. Crawford, M. Sasani, T. Oktenoglu et al.//*Open Orthop J.* - 2010. - Vol. 4. - P. 137-141.
154. Panjabi M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis/M.M. Panjabi//*J Spinal Disord.* - 1992. - Vol. 5. - N 4. - P. 390-396.
155. Papadakis M. The association of spinal osteoarthritis with lumbar lordosis/M. Papadakis, G. Papadokostakis, N. Kampanis, G. Sapkas, et al.//*BMC Musculoskelet Disord.* - 2010. - Vol. 11. - N 1.
156. Park P. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature/P. Park, H.J. Garton, V.C. Gala, J.T. Hoff, et al.//*Spine.* - 2004. - Vol. 29. - N. 17. - P. 1938-1944.
157. Perrin G. Prevention of adjacent level degeneration above a fused vertebral segment: long term effect, after a mean follow up of 8, 27 years, of the semirigid intervertebral fixation as a protective technique for pathological adjacent disc/G. Perrin, A. Cristini//In: *Proceedings of the International Meeting for Advanced Spine Technologies*, 2003.
158. Phillips F.M. Effect of the Total Facet Arthroplasty System after complete laminectomy-facetectomy on the biomechanics of implanted and adjacent segments/F.M. Phillips, M.N. Tzermiadianos, L.I. Voronov, et al.//*Spine J.* - 2009. - Vol. 9. - P. 96-102.
159. Pimenta L. The TOPS™ lumbar facet replacement system/L. Pimenta, R. Diaz, L.T. Khoo, R. Bertagnoli//In: *Spinal Arthroplasty Society*. New York, 2005.

160. Pinel-Giroux FM, Mac-Thiong JM, de Guise J, Berthonnaud E, Labelle H. Computerized assessment of sagittal curvatures of the spine: comparison between Cobb and tangent circles techniques. *J Spinal Disord Tech.* - 2006. - Vol. 19. - N 7. - P. 507-512.
161. Putzier M. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone/M. Putzier, S.V. Schneider, J.F. Funk, S.W. Tohtz et al.//*Spine.* - 2005. - Vol. 30. - N 5. - P. E109-114.
162. Reyes-Sánchez A. Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine with the Accuflex rod system as a stand-alone device: experience in 20 patients with 2-year follow-up/A. Reyes-Sánchez, B. Zárate-Kalfópulos, I. Ramírez-Mora, L.M. Rosales-Olivarez et al.//*Eur. Spine J.* - 2010. - Vol. 19. - N 12. - P. 2164-2170.
163. Rodrigues L. Retrospective evaluation by SF-36 questionnaires of patients submitted to pedicular dynamic stabilization for treatment of degenerative lumbar diseases/L. Rodrigues, P. Voloch, S. Gurgel, F. Cavallari//*Coluna/Columna.* - 2010. - Vol. 9. - N 2. - P. 104-112.
164. Rolfe K.W. Scoliosis and interspinous decompression with the X-STOP: Prospective minimum 1-year outcomes in lumbar spinal stenosis/K.W. Rolfe, J.F. Zucherman, D.G. Kondrashov, K.Y. Hsu, et al.//*Spine J.* - 2010. - Vol. 10. - P. 972-978.
165. Rosenberg N.J. Degenerative spondylolisthesis. Predisposing factors/N.J. Rosenberg//*J Bone Joint Surg Am.* - 1975. - Vol. 57. - N 4. - P. 467-474.
166. Roussouly P. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach/Рю Roussouly, J.L. Pinheiro-Franco//*Eur Spine J.* - 2011. - Vol. 20. - N 5. - P. 578-585.
167. Roussouly P. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management/P. Roussouly, C. Nnadi//*Eur Spine J.* - 2010. - Vol. 19. - N 11. - P.1824-1836.
168. Sangiorgio S.N. Comparison of three posterior dynamic stabilization devices/S.N. Sangiorgio, H. Sheikh, S.L. Borkowski, L. Khoo et al.//*Spine.* - 2011. - Vol. 36. - N 19. - P. E1251-E1258.

169. Schaeren S. Minimum four-year follow-up of spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis treated with decompression and dynamic stabilization/S. Schaeren, I. Broger, B. Jeanneret//Spine. - 2008. - Vol. 33. - N 18. - P. E636-642.
170. Schnake K. Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis/K. Schnake, B. Jeanneret, S. Schaeren//Spine. - 2006. - Vol. 31. - N 4. - P. 442-449.
171. Schuller S. Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis/S. Schuller, Y.P. Charles, J.P. Steib//Eur Spine J. - 2011. - Vol. 20. - N 5. - P. 713-719.
172. Schwab F. Adult spinal deformity postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery/F. Schwab, A. Patel, B. Ungar, J.P. Farcy, et al.//Spine. - 2010. - Vol. 35. - N 25. - P. 2224-2231.
173. Sears W.R. Incidence and prevalence of surgery at segments adjacent to a previous posterior lumbar arthrodesis/W.R. Sears, I.G. Sergides, N. Kazemi, et al.//Spine J. - 2011. - Vol. 11. - P. 11-20.
174. Sengupta D.K. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain/D.K. Sengupta//Neurology India. - 2005. - Vol. 53. - N 4. - P. 466-474.
175. Sengupta D.K. Flexion osteotomy of the cervical spine: a new technique for correction of iatrogenic extension deformity in ankylosing spondylitis/D.K. Sengupta, R. Khazim, M.P. Grevitt, J.K. Webb//Spine. - 2001. - Vol. 26. - N 9. - P. 1068-1072.
176. Sobottke R. Interspinous implants (X-STOP, Wallis, Diam) for the treatment of LSS: Is there a correlation between radiological parameters and clinical outcome?/R. Sobottke, K. Sluter-Brust, T. Kaulhausen, M. Rollinghoff, et al.//Eur Spine J. - 2009. - Vol. 18. - P. 1494-1503.
177. Song J.J. Pedicle screw-based dynamic stabilization of the lumbar spine/J.J. Song, C.Y. Barrey, R.K. Ponnappan, et al.//Pan Arab Journal of Neurosurgery. - 2010. - Vol. 14. - N 1. - P. 1-14.

178. Stagnara P. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis/P. Stagnara, J.C. Mauroy, G. Dran, et al.//Spine. - 1982. -Vol. 7. - N 4. - P. 335-342.
179. Stokes I.A. Segmental motion and instability/I.A. Stokes, J.W. Frymoyer//Spine. - 1987. - Vol. 12. - N 7. - P. 688-691.
180. Stoll T.M. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system/T.M. Stoll, G. Dubois, O. Schwarzenbach//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - N 2. - P. S170-S178.
181. Stempel A. Dynamic versus rigid spinal implants/Stempel A., Neekritz A., Muele-naere P. et al.//In: Lumbar Spinal Stenosis. - Philadelphia: Lippincott-Williams and Wilkins, 2000. - P. 275-285.
182. Stempel A.V. Stabilization of the degenerated lumbar spine in the nonfusion technique with cosmic posterior dynamic system/A.V.Stempel, D. Moosmann, C. Stoss, A. Martin//World Spine J. - 2006. - Vol. 1. - N. 1. - P. 40-47.
183. Suzuki H. Total sagittal spinal alignment in patients with lumbar canal stenosis accompanied by intermittent claudication/H. Suzuki, K. Endo, H. Kobayashi, H. Tanaka, et al.//Spine. - 2010. - Vol. 35. - N 9. - P. E344-E346.
184. Szpalski M. Spine arthroplasty: a historical review/M. Szpalski, R. Gunzburg, M. Mayer//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - N 2. - P. S65-S84.
185. Umehara S. The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments/S. Umehara, M.R. Zindrick, A.G. Patwardhan, R.M. Havey, et al.//Spine. - 2000. - Vol. 25. - N 13. - P. 1617-1624.
186. Vaz G. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine/G. Vaz, P. Rous-souly, E. Berthonnaud, J. Dimnet//Eur Spine J. - 2002. - Vol. 11. - P. 80-87.
187. Vedantam R. The effect of the variation in arm position on sagittal spinal alignment/R. Vedantam, L.G. Lenke, K.H. Bridwell, D.L. Linville et al.//Spine. - 2000. - Vol. 25. - N 17. -P. 2204-2209.
188. Veerhoof O.J. High failure rate of the interspinous distraction device (X-STOP) for the treatment of lumbar spinal stenosis caused by degenerative spondylolisthe-

- sis/O.J. Veerhoof, J.L. Bron, F.H. Wapstra, B.J. van Royen/*Eur Spine J.* - 2008. - Vol. 17. - P. 188-192.
189. Vialle R. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects/R. Vialle, N. Levassor, L. Rillardon, A. Templier, et al.//*J Bone Joint Surg Am.* - 2005. - Vol. 87. - N 2. - P. 260–267.
190. Vrtovec T, Pernus F, Likar B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *Eur Spine J.* - 2009. Vol. 18. - N 5. - P. 593-607.
191. Webb S. Total Facet Arthroplasty in the treatment of spinal stenosis: Results from an ongoing IDE clinical trial/S. Webb, C. Brown, B. Sachs, M. Wang, et al.//*In: Spinal Arthroplasty Society.* - Berlin, 2007.
192. Weiler P.J. Analysis of sagittal plane instability of the lumbar spine in vivo/P.J. Weiler, G.J. King, S.D. Gertzbein//*Spine.* - 1990. - Vol. 15. - N 12. - P. 1300-1306.
193. Weinhover S.L. Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study/S.L. Weinhover, R.D. Guyer, M. Herbert, S.L. Griffith//*Spine.* - 1995. - Vol. 20. - P. 526-531.
194. Wilke H.J. Biomechanical evaluation of a new total posterior-element replacement system/H.J. Wilke, H. Schmidt, K. Werner, W. Schmölz//*Spine.* - 2006. - Vol. 31. - N 24. - P. 2790-2796.
195. Xu H.Z. Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device/H.Z. Xu, X.Y. Wang, Y.L. Chi et al.//*Clinical Biomechanics.* - 2006. - Vol. 21. - N. 4. - P. 330-336.
196. Yi X. Application of X Stop device in the treatment of lumbar spinal stenosis/X. Yi, B. McPherson//*Pain Physician.* - 2010. - Vol. 13. - N 5. - P. E327-326.
197. Yue J.J. Clinical application of the Panjabi neutral zone hypothesis: the Stabilimax NZ posterior lumbar dynamic stabilization system/J.J. Yue, J.P. Timm, M.M. Panjabi, J. Jaramillo-de la Torre//*Neurosurg Focus.* - 2007. - Vol. 22. - N 1. - P. E12.
198. Zhang H.Y. The BioFlex system as a dynamic stabilization device: does it preserve lumbar motion?/H.Y. Zhang, J.Y. Park, B.Y. Cho//*J Korean Neurosurg Soc.* - 2009. - Vol. 46. - N 5. - P. 431-436.