

## МЕХАНИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 3. С. 359–380

*Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2024, vol. 24, iss. 3, pp. 359–380

<https://mmi.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-359-380>

EDN: IQBZWJ

Научная статья

УДК 531/534:[57+61]

### Методология «Планирование – Моделирование – Прогнозирование» для предоперационного планирования в травматологии-ортопедии

Л. В. Бессонов<sup>✉</sup>, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович,  
Д. В. Иванов, А. В. Доль, Л. Ю. Коссович

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

**Бессонов Леонид Валентинович**, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, [bessonov@sgu.ru](mailto:bessonov@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0002-5636-1644>, AuthorID: 774968

**Кириллова Ирина Васильевна**, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, [iv@sgu.ru](mailto:iv@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8053-3680>, AuthorID: 179980

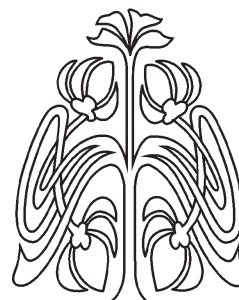
**Фалькович Александр Савельевич**, доктор технических наук, заведующий кафедрой медицинской кибернетики, [falkovichas@yandex.ru](mailto:falkovichas@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0001-9079-3064>, AuthorID: 459455

**Иванов Дмитрий Валерьевич**, доктор физико-математических наук, профессор кафедры математической теории упругости и биомеханики, [ivanovdv.84@ya.ru](mailto:ivanovdv.84@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

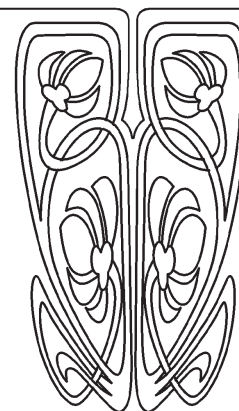
**Доль Александр Викторович**, кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник учебной лаборатории цифровых медицинских технологий, [dolav86@ya.ru](mailto:dolav86@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0001-5842-1615>, AuthorID: 601135

**Коссович Леонид Юрьевич**, доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой математической теории упругости и биомеханики, [KossovichLY@sgu.ru](mailto:KossovichLY@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4775-7348>, AuthorID: 2935

**Аннотация.** Предоперационное планирование хирургического лечения является важным этапом подготовки к хирургическому лечению в травматологии-ортопедии, позволяющим акцентировать внимание на особенностях клинического случая, предупредить возможные проблемы во время проведения операции и снизить риски послеоперационных осложнений. Ведущим способом диагностики для дальнейшего планирования хирургического лечения на сегодняшний день является



Научный  
отдел





ся проведение лучевых исследований, прежде всего рентгенографии и компьютерной томографии. Результаты лучевых исследований позволяют достаточно качественно оценить зону интереса, спланировать требуемую степень коррекции и размещение фиксирующих металлоконструкций и эндопротезов. В то же время при планировании врач по большей части опирается на знания норм анатомических соотношений и структур. А в случае множества возможных вариантов лечения для выбора врач опирается на собственный врачебный опыт. В настоящей статье представлена разработанная обобщающая методология предоперационного планирования в травматологии-ортопедии, включающая биомеханический анализ и методы накопления и обработки количественных данных клинических случаев наряду с привычными для врачей методами предоперационного планирования. Методология сводит в единую систему критерии оценки успешности лечения, применяя три класса критериев: геометрические (анатомические), биомеханические и клинические. Методология позволяет врачу провести биомеханическое моделирование предполагаемых вариантов лечения и количественно оценить их на основе сравнения напряженно-деформированных состояний, возникающих в системе «кость – имплантат» в результате каждого из запланированных вариантов. Методология позволяет определять успешные варианты лечения, а также прогнозировать изменения качества жизни пациента после лечения. Представленная методология включает механизм накопления количественных данных о клинических случаях и контроля качества используемых биомеханических моделей.

**Ключевые слова:** предоперационное планирование, биомеханическое моделирование, послеоперационный прогноз

**Благодарности:** Работа выполнена в рамках Государственного задания FSRR-2023-0009.

**Для цитирования:** Бессонов Л. В., Кириллова И. В., Фалькович А. С., Иванов Д. В., Доль А. В., Коссович Л. Ю. Методология «Планирование – Моделирование – Прогнозирование» для предоперационного планирования в травматологии-ортопедии // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2024. Т. 24, вып. 3. С. 359–380. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-359-380>, EDN: IQBZWJ

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

## The “Planning – Modelling – Prediction” methodology for preoperative planning in trauma orthopaedics

L. V. Bessonov<sup>✉</sup>, I. V. Kirillova, A. S. Falkovich,  
D. V. Ivanov, A. V. Dol, L. Yu. Kossovich

Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

**Leonid V. Bessonov**, [bessonov@sgu.ru](mailto:bessonov@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0002-5636-1644>, AuthorID: 774968

**Irina V. Kirillova**, [iv@sgu.ru](mailto:iv@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0001-8053-3680>, AuthorID: 179980

**Alexander S. Falkovich**, [falkovichas@yandex.ru](mailto:falkovichas@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0001-9079-3064>, AuthorID: 459455

**Dmitry V. Ivanov**, [ivanovdv@gmail.com](mailto:ivanovdv@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

**Alexander V. Dol**, [dolav86@ya.ru](mailto:dolav86@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0001-5842-1615>, AuthorID: 601135

**Leonid Yu. Kossovich**, [KossovichLY@sgu.ru](mailto:KossovichLY@sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4775-7348>, AuthorID: 2935

**Abstract.** Preoperative planning of surgical treatment is an important stage of preparation for surgical treatment in traumatology and orthopaedics, which makes it possible to emphasise the peculiarities of the clinical case, prevent possible problems during surgery and reduce the risks of postoperative complications. The leading method of diagnostics for further planning of surgical treatment nowadays is radiological studies, primarily radiography and computed tomography. The results of radiological studies allow a sufficiently qualitative assessment of the zone of interest, planning of the required degree of correction and placement of fixing metal structures and endoprostheses. At the same time, when planning, the doctor relies mostly on the knowledge of the norms of anatomical relations and structures. And in the



case of a multitude of possible treatment options, the doctor relies on his or her own medical experience to make a choice. This article presents a developed generalising methodology of preoperative planning in traumatology-orthopaedics, which includes biomechanical analysis and methods of accumulation and processing of quantitative data of clinical cases along with the usual methods of preoperative planning for doctors. The methodology brings together into a single system the criteria for evaluating the success of treatment by applying three classes of criteria: geometric (anatomical), biomechanical and clinical. The methodology allows the physician to perform biomechanical modelling of the proposed treatment options and quantitatively evaluate them on the basis of comparison of stress-strain states arising in the «bone-implant» system as a result of each of the planned options. The methodology allows to determine successful treatment options and to predict changes in the patient's quality of life after treatment. The presented methodology includes a mechanism for accumulation of quantitative data on clinical cases and quality control of the used biomechanical models.

**Keywords:** preoperative planning, biomechanical modelling, postoperative prognosis

**Acknowledgements:** The work was carried out within the framework of the State Assignment FSRR-2023-0009.

**For citation:** Bessonov L. V., Kirillova I. V., Falkovich A. S., Ivanov D. V., Dol A. V., Kossovich L. Yu. The “Planning – Modelling – Prediction” methodology for preoperative planning in trauma orthopaedics. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2024, vol. 24, iss. 3, pp. 359–380 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2024-24-3-359-380>, EDN: IQBZWJ

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

## Введение

Предоперационное планирование является неотъемлемой частью всех ортопедических операций. В медицине известны различные способы предоперационного планирования [1] на основании данных лучевых исследования (компьютерных томограмм и рентгенограмм), выполняемого при помощи программ предоперационного планирования. К таким программам относятся MediCAD, TraumaCAD, Surgimap, OrthoView и др. Эти программные системы и их менее известные аналоги позволяют проводить геометрическое предоперационное планирование. Их основным функционалом является выполнение рентгенометрических измерений, манипулирование с медицинским изображением (разрезы, повороты, перемещения частей, совмещение с графическими шаблонами имплантатов). Наиболее передовые из этих систем (например, Surgimap, MediCAD) позволяют вычислять прогнозные значения параметров сагиттального и фронтального балансов и учитывать их при планировании хирургической коррекции [2]. Недостатком таких систем является отсутствие функции моделирования напряженно-деформированного состояния (далее – НДС) костных структур пациента с установленными системами фиксации и/или эндопротезами после проведения хирургического лечения. В результате, делая выбор между более надежными и менее инвазивными вариантами хирургического лечения, врач должен полагаться на собственный опыт. Биомеханическое моделирование же с использованием индивидуальных параметров пациента (геометрия элементов позвоночно-тазового комплекса и их расположение, механические свойства костной ткани, рост, масса тела и др.) дает количественную оценку возникающих напряжений, деформаций и перемещений в системе «кость – имплантат». Такая количественная оценка позволит дать ответ на вопросы о надежности установки системы фиксации (в том числе прогноз разрушения конструкции, износа ее отдельных элементов, изменения свойств зон контакта кости с имплантированной конструкцией).

Биомеханическое моделирование позволяет на основе количественных методов оценить предполагаемые врачом хирургические варианты лечения. Строго говоря, биомеханическое моделирование позволяет сформулировать биомеханические критерии успешности, которые в совокупности с геометрическими (анатомическими) и клиническими критериями успешности позволяют врачу выбирать один из нескольких вариантов лечения, опираясь на количествен-



ные оценки этих вариантов и их упорядоченность по тому или иному критерию. Наиболее полно совокупность геометрических, биомеханических и клинических критериев успешности описана в работе [3]. Способ биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения описан, например, в [4].

Цель данной работы заключается в формализации подхода «Планирование – Моделирование – Прогнозирование» в виде алгоритма действий и демонстрации его применения при предоперационном планировании с выбором успешного варианта лечения на примере хирургического лечения пациента со спондилолистезом поясничного отдела позвоночника.

## 1. Материалы и методы

Разработанная методология представляет собой «рамочный алгоритм», применимый в различных областях хирургического лечения в травматологии-ортопедии. Без ограничения общности будем рассматривать сужение этой методологии на хирургию опорно-двигательного аппарата. В ходе изложения будет представлен клинический пример хирургического лечения, спланированного с использованием разработанной методологии. Здесь под словами «рамочный алгоритм» подразумевается универсальность подхода, позволяющая при необходимости заменять содержание одного или нескольких этапов, сохраняя суть этапа и условия на входные и выходные данные.

Методология предназначена для оценки вариантов хирургического лечения пациентов с патологиями травматолого-ортопедического профиля на основе моделирования и количественных методов исследования моделей рассматриваемого участка опорно-двигательного аппарата. Результатом применения методологии является количественная оценка исследуемого варианта лечения посредством биомеханических критериев успешности. Техническим результатом применения методологии является количественная оценка – поля напряжений, деформаций и перемещений, найденных для конкретных биологических объектов с установленной системой фиксации и/или имплантатами.

Методология основывается на обработке исходных данных рентгенограммы и/или компьютерной томограммы конкретного пациента и последовательном выполнении предоперационного геометрического планирования варианта лечения, его биомеханическом моделировании, оценке качества жизни пациента после операции и контроле качества применяемой биомеханической модели путем сопоставления прогнозируемой успешности до выполнения операции с фактической, оцениваемой после операции на основании рентгенологических (геометрических) и клинических критериев успешности.

Основные этапы реализации методологии заключаются в следующем.

1. *Планирование* — этап классического для хирургической практики предоперационного планирования на основе рентгенограммы и/или среза компьютерной томограммы, задачей которого является оценка нарушений анатомических соотношений и требуемой степени коррекции (геометрическое планирование).
2. *Моделирование* — этап биомеханического моделирования, позволяющего смоделировать результат хирургического лечения (виртуальная операция) и провести количественный анализ результатов операции на основе биомеханического анализа.
3. *Прогнозирование* — этап оценки ожидаемого изменения качества жизни пациента в результате планируемой операции.

Здесь термином «виртуальная операция» определяется система «кость – имплантат», состоящая из:

- моделей биологических объектов и структур пациента (костей, межпозвоночных дисков и др.), восстановленных на основе данных компьютерной томографии, с выполненной по задумке хирурга коррекцией анатомических соотношений (виртуальная репозиция) с заданными механическими свойствами этих объектов и структур;
- моделей имплантатов и фиксирующих конструкций с заданными механическими свойствами, совмещенных с биологическими объектами.



Введение этого термина обоснованно, поскольку классический вариант предоперационного планирования подразумевал лишь восстановление анатомических соотношений до значений нормальной анатомии или близких к ним. В то время как применение методологии делает такое планирование лишь промежуточным этапом, определяющим конструкцию, возникающую в организме пациента в результате хирургического лечения. Исследование свойств этой конструкции на предмет анализа напряженно-деформированного состояния, возникающего при воздействии физиологических нагрузок, является самостоятельной задачей.

Далее применение методологии как подхода к предоперационному планированию в травматологии-ортопедии будет конкретизировано.

### 1.1. Предоперационное планирование в хирургии

Планирование хирургического лечения опорно-двигательного аппарата является обязательным этапом в травматологии-ортопедии. На этапе предоперационного планирования определяются особенности клинического случая, предупреждаются возможные проблемы в ходе проведения операции и послеоперационные осложнения [5].

В ходе предоперационного планирования в хирургии опорно-двигательного аппарата проводятся оценка патологических изменений объекта интереса, подбор имплантатов, выбор техник доступа и установки имплантатов, определение требуемой степени коррекции анатомических структур для восстановления нормальной анатомии.

При проведении предоперационного планирования [6] выполняются рентгенометрические и иные измерения, характеризующие состояние объекта интереса, оцениваются уровень и степень необходимой коррекции и фиксации, а также производится планирование позиционирования имплантатов.

Все проводимые хирургом измерения основываются на известных анатомических ориентирах и знаниях нормальной анатомии. Накопленный медицинской наукой опыт формализован и обобщен в различные виды зависимостей угловых и линейных величин, отражающих взаимоотношения нормальной анатомии.

### 1.2. Алгоритмы и расчеты для оценки успешности варианта лечения

Методология предоперационного планирования «Планирование – Моделирование – Прогнозирование» определяет, что для каждого варианта лечения выполняются три этапа планирования.

#### 1. Геометрическое планирование:

- выполнение измерений актуальных геометрических параметров позвоночно-тазового комплекса и расчет их теоретических значений, например параметры сагиттального баланса [7];
- виртуальное восстановление нормальной анатомии посредством виртуальных разрезов медицинского изображения и перемещения и/или поворота его частей;
- размещение на медицинском изображении шаблонов имплантатов<sup>1</sup> [7].

#### 2. Моделирование (численное биомеханическое моделирование варианта лечения, т. е. численный расчет методом конечных элементов напряженно-деформированного состояния биомеханической модели варианта лечения с целью оценки его параметров и сравнения с их критическими (допускаемыми) значениями)<sup>2</sup>.

#### 3. Прогнозирование [8] (расчет прогнозной успешности варианта лечения, т. е. прогнозный расчет качества жизни пациента после лечения, оцениваемый с помощью шкалы опросника Освестри (анг. Oswestry Disability Index), далее — ODI или индекс Освестри [9]).

<sup>1</sup>mediCAD Premium Orthopaedic Software Solutions. URL: <https://medicad.eu/?lang=en> (дата обращения: 12.10.2023).

<sup>2</sup>Руководство пользователя системы предоперационного планирования с биомеханической поддержкой SmartPlan Ortho 2D. URL: <https://smartplan2d.ru/Desktop.pdf> (дата обращения: 12.10.2023).





Методологией подразумевается, что лечащий врач предложил несколько вариантов хирургического лечения пациента. Под вариантом лечения понимается выбранная врачом конкретная степень коррекции анатомии и фиксирующая конструкция. Для каждого из вариантов должны быть выполнены в полном объеме описанные ниже действия.

1. *Алгоритм и расчет возможного варианта лечения.*

- (a) Создание биомеханической модели варианта лечения — набора трехмерных модельных тел, соответствующих по своей пространственной геометрии биологическим объектам тела пациента (костям, межпозвоночным дискам или иным), и применяемой при лечении фиксирующей конструкции, например каталоги фирм<sup>3</sup>, с указанием соответствующих механических свойств для каждого из элементов (плотность, модуль Юнга, коэффициент Пуассона).
- (b) Создание вычислительной сетки для модели этого варианта лечения. Численный расчет методом конечных элементов [10] задачи биомеханики для этой модели варианта лечения. Количество элементов первоначального разбиения модели определяют, ориентируясь на сеточную сходимость.
- (c) Оценка наибольших эквивалентных напряжений в имплантатах или костной ткани.
- (d) Измельчение (за счет уменьшения размеров элементов сетки и увеличения их количества) вычислительной сетки для модели этого варианта лечения. Повторный численный расчет задачи биомеханики для этой модели варианта лечения. Повторная оценка наибольших эквивалентных напряжений в имплантатах или костной ткани.
- (e) Сравнение значений наибольших эквивалентных напряжений в имплантатах или костной ткани, полученных для разных (исходной и измельченной) вычислительных сеток. Если значения отличаются не более чем на заданную величину (например, 6% [7]), то задача считается решенной, а биомеханическая модель считается качественной. В противном случае снова измельчают вычислительную сетку и повторяют пункты 1d и 1e.

2. *Алгоритм оценки качества выбранной для лечения биомеханической модели и результата проведенного лечения.*

- (a) Провести предоперационный опрос пациента о качестве его жизни с помощью опросника ODI. Результат опроса записывается в баллах как величина ODI.
- (b) Провести геометрическое планирование, биомеханическое моделирование и прогнозирование результатов лечения для каждого из запланированных врачом варианта лечения. Результат записывается как прогнозное значение ODI, полученное на этапе предоперационного прогнозирования.
- (c) На основании выполненного геометрического планирования, биомеханического моделирования и прогнозирования результатов лечения врач выбирает один из вариантов лечения и реализует его пациенту.
- (d) Провести опрос пациента о качестве его жизни после выполнения лечения с помощью опросника ODI. Результат записывается как послеоперационное значение ODI.
- (e) Провести сравнение послеоперационного значения ODI и его прогнозного значения, полученного на этапе предоперационного прогнозирования. Если значения индекса близки, то биомеханическую модель следует считать качественной.

В итоге в методологии для оценки успешности варианта хирургического лечения последовательно используются следующие алгоритмы, методы и действия.

1. Алгоритмы и регрессионные зависимости для измерения актуальных и расчета теор-

<sup>3</sup>Ознакомительная брошюра, техника операции. ADONIS® UniLIF transforaminal lumbar interbody fusion. URL: <http://www.mst.ru/products/spine/rigid/peek/unilif/unilif.pdf> (дата обращения: 12.10.2023); Межтеловые кейджи Stryker. URL: <https://www.medicalexpo.ru/produkt-proizvoditel/meztelovoj-kejdz-stryker-4072-20.html> (дата обращения: 12.10.2023).



ретических (оптимальных) значений параметров сагиттального баланса позвоночника, геометрических параметров тазобедренного сустава [11, 12].

2. Метод конечных элементов [10] (или другой метод решения задачи биомеханики) для расчета напряженно-деформированного состояния системы «кость – имплантат» для биомеханической модели варианта лечения с целью оценки его параметров и сравнения с их критическими (допускаемыми) значениями (ГОСТ Р 34233.1-2017 Сосуды и аппараты. Нормы и методы расчета на прочность. Общие требования. Москва : Стандартинформ, 2019. 30 с.).
3. Выбор атрибутов клинических случаев из базы данных для формирования выборки клинических случаев, сходных с данным клиническим случаем; анализ выборки посредством методов описательной статистики, непараметрических тестов, корреляционного и регрессионного анализа с целью оценки успешности лечения и рисков осложнений в послеоперационном периоде могут быть применены следующие методы [13]:
  - расчет описательных статистик (среднее, выборочная дисперсия, стандартное отклонение, стандартная ошибка, медиана);
  - проведение непараметрического теста (с помощью U-критерия Манна – Уитни для оценки различий между двумя независимыми выборками по уровню количественно измеренного признака);
  - проведение корреляционного анализа (метод Пирсона, метод Спирмена, критерий  $\chi^2$ );
  - выполнение регрессионного анализа (построение статистических взаимосвязей одной зависимой количественной характеристики от одной или нескольких независимых количественных характеристик).

### 1.3. Критерии оценки успешности лечения

В соответствии с методологией предоперационного планирования «Планирование – Моделирование – Прогнозирование» на каждом из его трех этапов для оценки успешности вариантов хирургического лечения предлагается использовать три класса критериев оценки успешности:

- 1) геометрические (анатомические);
- 2) биомеханические;
- 3) клинические.

При планировании лечения повреждений позвоночника, как сегмента позвоночно-тазового комплекса (ПТК), должен быть соблюден сагиттальный баланс (СБ) или, другими словами, параметры СБ должны быть оптимальными. Поэтому необходима разработка совокупности числовых параметров, с помощью которых можно было бы отличить успешную с точки зрения анатомии (или геометрии) сегмента ПТК операцию от неуспешной и обеспечить адекватное геометрическое предоперационное планирование. СБ может быть описан с помощью угловых позвоночно-тазовых параметров: тазовый индекс (PI), поясничный лордоз (LL), наклон таза (PT) и наклон крестца (SS). PI — угол между линией, перпендикулярной к середине замыкательной пластинки S1, и линией, соединяющей ту же точку с центром головки бедренной кости. PT — угол между линией, проведенной через центр головки бедренной кости и середину замыкательной пластинки S1, и вертикальной линией. SS — угол между горизонтальной линией и линией, проведенной через замыкательную пластинку S1. LL (поясничный лордоз) — угол, между линиями, проведенными через верхнюю замыкательную пластинку L1 и замыкательную пластинку S1. Параметр PI является индивидуальным для каждого человека и остается неизменным в течение жизни. Связь между PI и другими основными угловыми параметрами СБ получена элементарными преобразованиями из руководства пользователя мобильного приложения СпиноМетр (<https://smartplan2d.ru/Spinometr.pdf>), значения которых могут меняться при развитии дегенеративно-дистрофических заболеваний и травмах ПТК [2]:



$$SS = 0.5 \cdot PI + 15, \quad LL = 0.5 \cdot PI + 40, \quad PT = 0.5 \cdot PI - 15. \quad (1)$$

К геометрическим критериям оценки успешности отнесены оптимальные параметры (интервалы параметров) СБ, которые можно рассчитать индивидуально по рентгенограмме, выполненной в положении стоя.

Формулы (1) позволяют рассчитать для конкретного пациента оптимальные угловые параметры СБ через параметр PI. Естественно, достичь точных значений того или иного параметра при операции крайне сложно, поэтому авторы дают диапазон изменения этих параметров. По данным J. V. Lee [14], считается приемлемым для каждого из этих параметров диапазон  $\pm 7^\circ$ . Отклонение угловых параметров СБ после лечения от нормальных в указанных пределах считаем геометрическим критерием успешности лечения.

Биомеханические критерии оценки успешности лечения позволяют оценить стабильность фиксации, прочность имплантируемых конструкций, риск повреждения кости и мягких тканей, а также прочность системы «кость – имплантат» в целом.

Прочность системы «кость – имплантат» в целом и ее отдельных элементов определяется механическими напряжениями (например, эквивалентными напряжениями, возникающими в ней при типовых (предельных) нагрузках, имитирующих состояние покоя и движения человека). Внутренние напряжения в имплантатах сравниваются с их прочностными характеристиками (характеристиками материала, из которых они изготовлены): пределом выносливости (при циклических нагрузках), пределами текучести и прочности с некоторым коэффициентом запаса прочности. Другими словами, напряжения в имплантатах и костных тканях не должны превышать допускаемые напряжения (табл. 1).

Таблица 1 / Table 1

Прочностные характеристики костных тканей и имплантатов  
Strength characteristics of bone tissues and implants

Материал	Предел прочности, МПа
Титановый сплав Ti6Al4V ELI Titanium Alloy*	до 1300
Кортикальная костная ткань [15]	до 161
Губчатая (трабекулярная) костная ткань [16]	до 15

\*Titanium Alloys in Medical Applications. URL: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1794>; Material Data Sheet. SLM solution. Ti-Alloy Ti6Al4V ELI (Grade 23). URL: [https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Powder/MDS/MDS\\_Ti-Alloy\\_Ti6Al4V\\_ELI\\_0719\\_EN.pdf](https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Powder/MDS/MDS_Ti-Alloy_Ti6Al4V_ELI_0719_EN.pdf) (дата обращения: 12.10.2023).

Это является первым биомеханическим критерием оценки успешности, с помощью которого оценивается достаточная прочность системы «кость – имплантат», в целом допускаемые напряжения для металлов могут быть рассчитаны в соответствии с ГОСТ Р 34233.1-2017.

Как правило, для сталей в качестве допускаемого напряжения берется предел текучести с коэффициентом запаса, равным 1.5. Для титановых сплавов вместо предела текучести берут предел прочности с коэффициентом запаса 3.

Таким образом, с точки зрения прочности конструкции успешным будет считаться тот вариант операции, для которого выполняются условия прочности по допускаемым напряжениям и для имплантатов, и для костных тканей (кортикальная и губчатая). Если два и более варианта операции удовлетворяют условиям прочности по допускаемым напряжениям, то наиболее успешным среди них будет тот, для которого напряжения в имплантатах и костных тканях окажутся ниже, чем для других вариантов лечения.

При оценке стабильности фиксации позвоночника оценивается амплитуда движения (анг. range of motion, далее – ROM) [17] в позвоночно-двигательных сегментах (ПДС). При изгибающих нагрузках (наклоны туловища вперед и назад) параметр ROM вычисляется следующим образом. В сагиттальной плоскости в модели позвоночника до приложения нагрузки измеряется угол между верхними замыкательными пластинками соседних позвонков.





После приложения нагрузки и изменения положения позвонков относительно друг друга снова производится измерение данного угла.  $ROM$  представляет собой разницу абсолютных значений двух измеренных углов (до и после деформации). При критических значениях  $ROM$  наступает повреждение межпозвонкового диска. При значениях  $ROM$  в  $6^\circ \dots 8^\circ$  в сагиттальной или фронтальной плоскостях повреждений диска не происходит. Критическим значением [18] для наклона вперед является  $ROM = 15^\circ$ . В случае ротационной нагрузки на основе исследования ПДС со здоровыми дисками и ПДС с дисками, подверженными дегенеративным изменениям [19, 20], было показано, что  $ROM$  в  $16^\circ$  для здоровых и в  $14.5^\circ$  для больных дисков является критическим, приводящим к повреждению (указаны осредненные значения по выборке из эксперимента). В качестве второго биомеханического критерия оценки успешности хирургического лечения предлагается использовать параметр  $ROM$ , критические значения которого [21] для разных типов нагрузок сведены в табл. 2.

Таблица 2 / Table 2

Критериальные (пороговые) значения  $ROM$  (в градусах)  
Criteria (threshold)  $ROM$  values (in degrees)

Элемент ПДС	Нагрузки		
	Наклоны		Повороты корпуса (скручивание)
	вперед/назад	в стороны	
Здоровый диск	15	15	16 (20)
Дегенеративный диск	15	15	14.5 (20)

Клиническая оценка успешности (или эффективности) хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК в долгосрочном периоде (более 12 месяцев после операции) должна быть выполнена на основе клинического критерия успешности и большинством исследователей осуществляется при помощи различных опросников качества жизни пациентов [22]. Среди них опросник Освестри считается сегодня «золотым стандартом» [9] оценки функциональных результатов операций на нижней части спины («low back pain»). Успешность операций на позвоночнике может быть проведена на основе до- и послеоперационной оценки ODI. Выявлено критическое (пороговое) изменение ODI – 20 баллов, которое можно считать показателем существенного улучшения качества жизни [23].

## 2. Апробация методологии

В рамках апробации реализовано предоперационное планирование по методологии «Планирование – Моделирование – Прогнозирование», выполненное на базе геометрического планирования, биомеханического моделирования и прогнозирования. Показано применение геометрических, биомеханических и клинических критериев оценки успешности лечения при выборе успешного варианта хирургического реконструктивного лечения пациента с дегенеративно-дистрофическим заболеванием позвоночника.

Далее приведем результаты предоперационного планирования, выполненного для пациента А., 1950 г.р., мужского пола, с диагнозом спондилолистез L4 позвонка. Для планирования в рамках договора о сотрудничестве между Саратовским университетом и НИИТОН СГМУ были предоставлены следующие исходные данные в формате DICOM: компьютерная томография и функциональная рентгенограмма.

Лечащим врачом запланированы следующие варианты хирургического лечения:

- 1) транспедикулярная фиксация позвоночника на уровне L4–L5 позвонков без коррективы лордоза;
- 2) транспедикулярная фиксация позвоночника на уровне L4–L5 позвонков с корректировкой лордоза.

На основе данных компьютерной томографии и рентгенограммы в положении стоя построены 3D-модели исследуемого сегмента позвоночника – L1–Sacrum (поясничные позвонки L1, L2, L3, L4, L5 и крестец Sacrum). Для данной модели измерены основные параметры сагит-

тального баланса (СБ) (табл. 3). Далее проведена процедура геометрического планирования хирургического лечения в соответствии с запланированными лечащим врачом вариантами хирургического лечения. В результате получены модели:

1) сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка без корректировки лордоза (угол между верхними замыкательными пластинками позвонка L1 и Sacrum) с транспедикулярной фиксацией на уровне L4–L5 позвонков;

2) сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка с корректировкой лордоза с транспедикулярной фиксацией на уровне L4–L5 позвонков.

Корректировка лордоза, которую можно наблюдать на рис. 1, б в сравнении с рис. 1, а, позволила добиться оптимальных параметров СБ, рассчитанных по формулам (1), что отражено в табл. 3.

Таблица 3 / Table 3

Значения геометрических параметров сагиттального баланса  
Values of geometric parameters of sagittal balance

Параметры	3D-модель сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка (в градусах)		
	до геометрического планирования хирургического лечения	после геометрического планирования хирургического лечения	
		без корректировки лордоза	с корректировкой лордоза
PI	57	57	57
PT	8	8	11
SS	59	59	45
GLL	71	50	62
Lordosis L4-S1	22	35	43

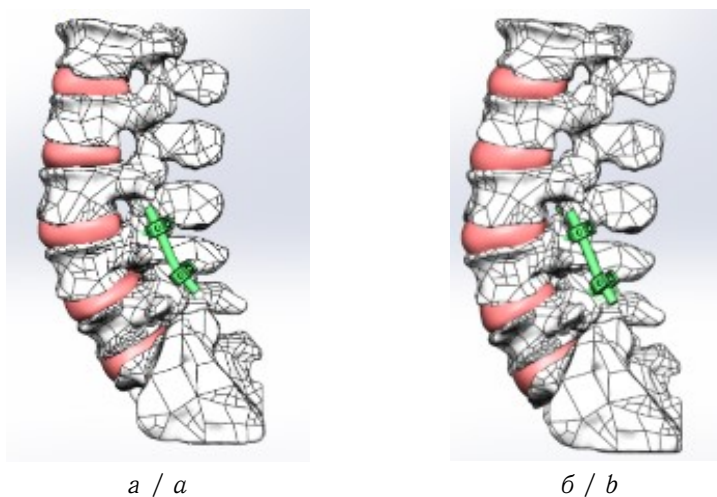


Рис. 1. 3D-модели сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка: а — без корректировки лордоза с транспедикулярной фиксацией позвоночника на уровне L4–L5 позвонков; б — с корректировкой лордоза с транспедикулярной фиксацией позвоночника на уровне L4–L5 позвонков сегмента позвоночника с установленными имплантатами (цвет онлайн)

Fig. 1. 3D-models of the L1–Sacrum spine segment with L4 spondylolisthesis: a is without lordosis correction with transpedicular fixation of the spine at the level of L4–L5 vertebrae; b is with lordosis correction with transpedicular fixation of the spine at the level of L4–L5 vertebrae of the spine segment with implants installed (color online)



При геометрическом планировании использован геометрический критерий успешности, с помощью которого успешность варианта лечения оценивается соответствием значений основных параметров СБ в этом варианте их значениям, рассчитанным по формулам (1) (с допустимой погрешностью  $\pm 7^\circ$ ). С учетом этого геометрического критерия оценки успешности вариант лечения с корректировкой лордоза является успешным. На основе результатов выполненного геометрического планирования осуществлено биомеханическое моделирование каждого из запланированных вариантов лечения.

Были смоделированы различные виды физиологических (стационарных) нагрузок на исследуемый сегмент позвоночника: сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение, статическая нагрузка (собственный вес пациента). Для этого исследуемый сегмент позвоночника нагружался [24] следящей нагрузкой 600 Н, изгибающими моментами 7.5 Н·м и крутящим моментом 7.5 Н·м. Следящая нагрузка моделировалась путем прикладывания вектора силы 100 Н по нормали к верхней замыкательной пластине каждого здорового позвонка в каудальном направлении, т. е. в направлении нижней замыкательной пластины.

С точки зрения механики для каждой модели численно с помощью метода конечных элементов решалась статическая задача теории упругости [25] о напряженно-деформированном состоянии сегмента позвоночника вместе с установленными имплантатами под действием внешних нагрузок (силы и моменты).

Биомеханическое моделирование позволило оценить поля эквивалентных напряжений, а также ROM (рис. 2–4), максимальные значения которых для каждого запланированного варианта хирургического лечения представлены в табл. 4, 5.

На рис. 2, 3 демонстрируются типичные поля эквивалентных напряжений в имплантатах и костных тканях позвонков. Следует отметить, что в модели без корректировки лордоза нагрузки (эквивалентные напряжения) в имплантатах и позвонках всегда были выше по сравнению с аналогичными значениями для модели с корректировкой лордоза.

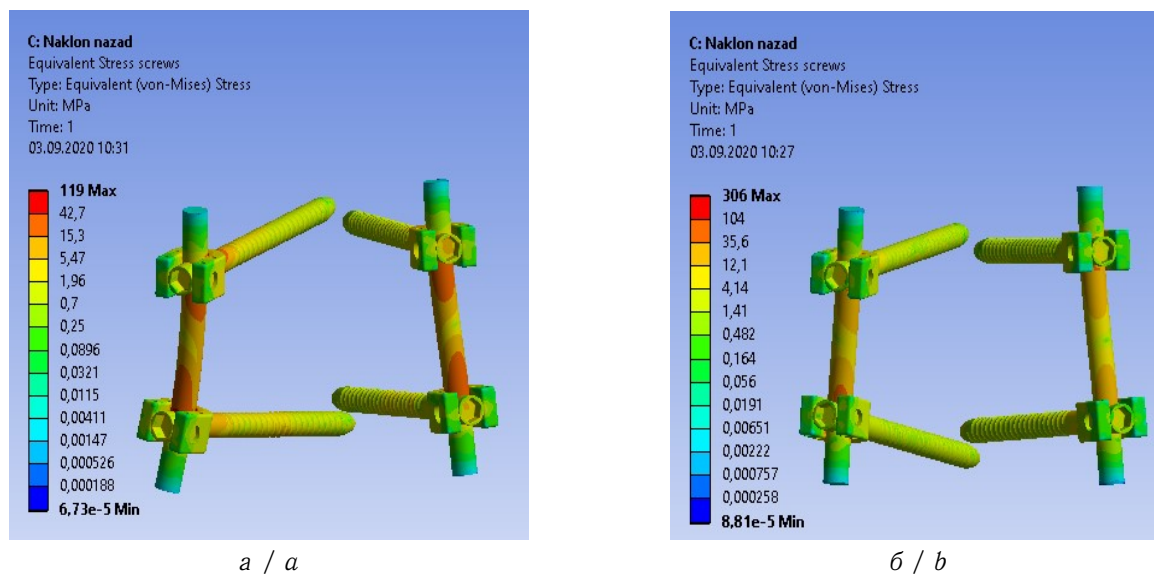


Рис. 2. Поля эквивалентных напряжений для транспедикулярной фиксации в случае наклона назад: *a* — с корректировкой лордоза; *b* — без корректировки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 2. Equivalent stress fields for transpedicular fixation in the case of backward tilt: *a* is with lordosis correction; *b* is without lordosis correction (color online)

Анализ эквивалентных напряжений в имплантатах проводится для определения их наибольших значений и сравнения с пределом прочности (с коэффициентом запаса прочности, равным трем, см. ГОСТ Р 34233.1-2017). Металлофиксаторы изготовлены из титанового сплава, предел прочности которого составляет 970 МПа. Таким образом, допускаемое напряжение составляет не более 323 МПа. Анализ значений эквивалентных напряжений из табл. 4 показывает, что модель без корректировки лордоза не удовлетворяет критерию прочности.

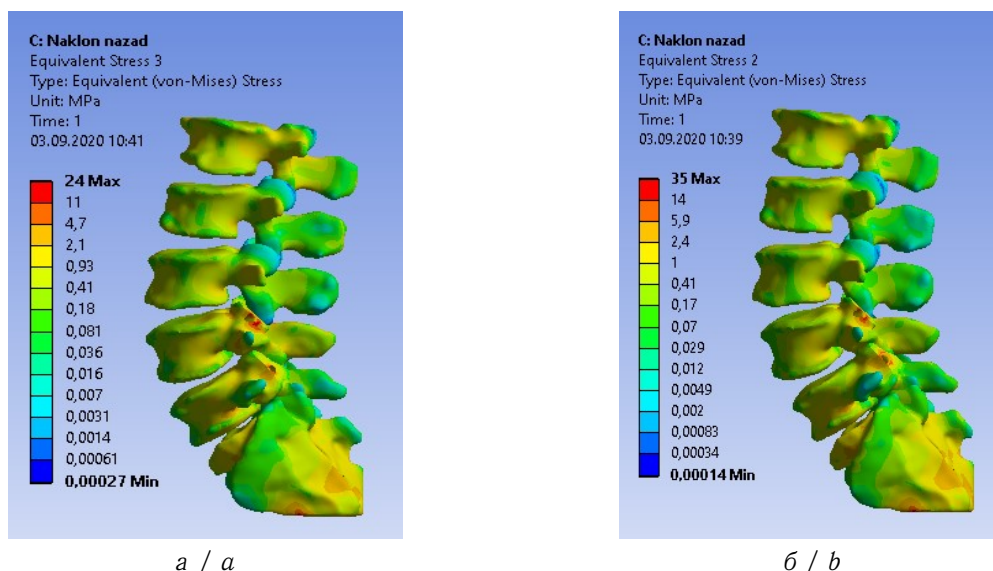


Рис. 3. Поля напряжений для костных тканей в случае наклона назад: *a* — с коррективкой лордоза; *b* — без коррективки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 3. Stress fields for bone tissues in case of backward tilt: *a* is with lordosis correction; *b* is without lordosis correction (color online)

Таблица 4 / Table 4

Максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах, МПа  
Maximum equivalent stresses in implants, MPa

Вариант лечения	Статическая нагрузка	Наклон				Осевое вращение
		вперед	назад	вправо	влево	
Без коррективки лордоза	426	464	306	564	495	550
С коррективкой лордоза	298	270	119	315	288	319

Таблица 5 / Table 5

Максимальные эквивалентные напряжения в костных тканях, МПа  
Maximum equivalent stresses in bone tissues, MPa

Вариант лечения	Статическая нагрузка	Наклон				Осевое вращение
		вперед	назад	вправо	влево	
Без коррективки лордоза	66	98	35	77	68	81
С коррективкой лордоза	49	92	24	56	63	67

В то же время модель с коррективкой лордоза этому критерию удовлетворяет при всех рассмотренных нагрузках.

Максимальные значения эквивалентных напряжений в костных тканях позвонков для обоих вариантов лечения не превышают критические значения [15], которые могут привести к разрушению материала. Следует отметить, что коррективкой лордоза и достижение оптимальных параметров баланса позволили добиться более низких эквивалентных напряжений в имплантатах и костных тканях при всех рассмотренных вариантах нагружения. С учетом первого биомеханического критерия оценки успешности вариант лечения с коррективкой лордоза является успешным.

Анализ амплитуды движения (*ROM*) в сагиттальной плоскости для рассматриваемых вариантов лечения выявил следующее. Для модели сегмента позвоночника без коррективки лордоза разница значений *ROM* до и после приложения статической нагрузки оказалась существенной. Для модели сегмента позвоночника с коррективкой лордоза изменения *ROM* незначительны (рис. 4).

Этот вывод справедлив для всех рассмотренных в данной работе нагрузок. Таким образом, можно резюмировать, что вариант лечения с транспедикулярной фиксацией позвоночника на





уровне L4–L5 позвонков с коррективкой лордоза обеспечивает более высокую стабильность, особенно на участках L4–L5 и L5–Sacrum.

С учетом второго критерия успешности оба варианта лечения являются успешными, что подтверждается рис. 4, 5.

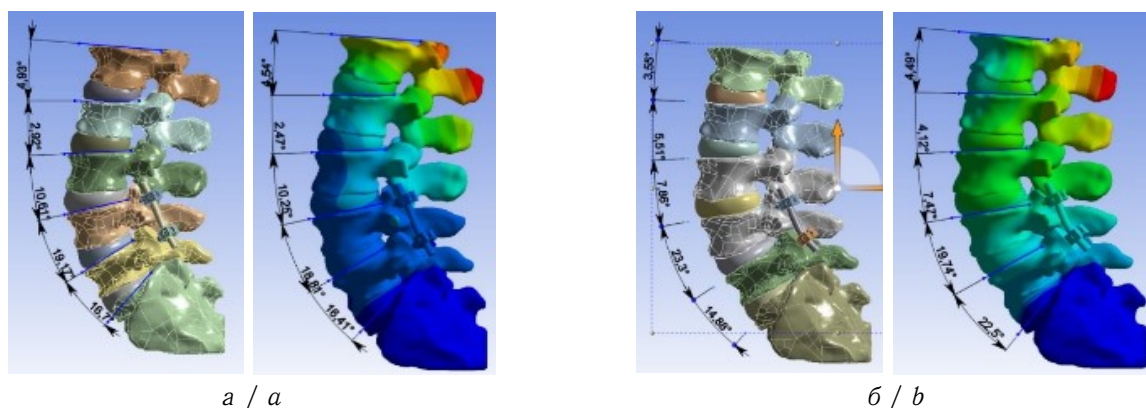


Рис. 4. Распределение значений амплитуды движения для двух моделей в случае статической нагрузки: *a* — с коррективкой лордоза; *b* — без коррективки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 4. Distribution of motion amplitude values for two models in case of static loading: *a* is with lordosis correction; *b* is without lordosis correction (color online)

Выполненное геометрическое планирование и биомеханическое моделирование с учетом применения геометрических и биомеханических критериев оценки успешности лечения позволило определить, что успешный вариант лечения — транспедикулярная фиксация позвоночника на уровне L4–L5 позвонков с коррективкой лордоза.

Далее в соответствии с предлагаемым способом использовался клинический критерий успешности результатов лечения. Из базы данных были выбраны аналогичные клинические случаи, когда применялось хирургическое лечение как без коррективки лордоза, так и с коррективкой лордоза (табл. 6 и 7).

В данном примере на основе накопленных данных по аналогичным случаям (спондилолиз стез поясничного отдела позвоночника) для каждого варианта лечения были рассчитаны прогнозные значения индекса ODI (качества жизни пациента после операции), которые представлены в табл. 8.

Из приведенных в табл. 8 данных следует, что разность между прогнозными значениями ODI составляет 24 балла, ошибка разности — 1.55 балла, отношение разности к ошибке разности — 15.3. Эта величина значительно превосходит табличное значение критерия, равное 1.99, из чего следует, что транспедикулярная фиксация 4 винтами на уровне L4–L5 позвонков с коррекцией лордоза (тип операции б) приводит к существенно лучшим результатам, чем тип операции а.

Баллы по шкале Освестри (ODI) в интервале от 0 до 20 соответствуют функциональному послеоперационному результату с минимальным нарушением (полное или почти полное возвращение к прежнему уровню социальной и физической активности, ограниченно возможны большие физические нагрузки), в интервале от 20 до 40 — функциональному послеопера-

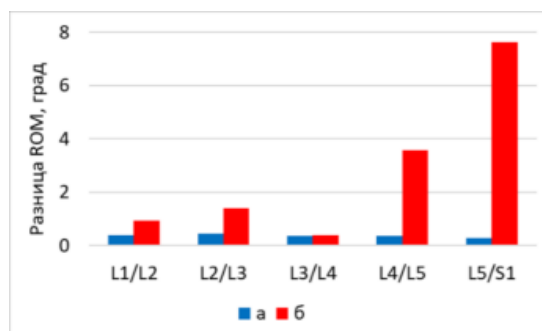


Рис. 5. Диаграмма разницы значений амплитуды движения для двух моделей в случае статической нагрузки: синий (*a*) — с коррективкой лордоза; красный (*b*) — без коррективки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 5. Diagram of the difference of movement amplitude values for two models in case of static loading: blue (*a*) is with lordosis correction; red (*b*) is without lordosis correction (color online)





ционному результату с умеренными нарушениями (неполное восстановление социальной и физической активности, возможны только небольшие физические нагрузки, имеют место рецидивы заболевания, купируемые консервативной терапией).

Таблица 6 / Table 6

Результаты хирургического лечения спондилолистеза поясничного отдела позвоночника без коррективки лордоза  
Results of surgical treatment of lumbar spondylolisthesis without lordosis correction

ID	Пол	Возраст	ODI до операции	ODI после операции	Ранг
39	жен.	37	57	40	77
34	муж.	60	58	40	78
35	муж.	33	63	40	79
18	муж.	37	58	39	76
37	жен.	26	64	37	74
16	муж.	23	55	37	75
31	жен.	20	67	35	72
33	жен.	29	64	35	73
30	жен.	57	62	34	71
40	жен.	42	64	33	70
19	жен.	41	50	30	69
32	муж.	59	61	27	67
38	муж.	45	56	27	68

Таблица 7 / Table 7

Результаты хирургического лечения спондилолистеза поясничного отдела позвоночника с коррективкой лордоза  
Results of surgical treatment of lumbar spondylolisthesis with lordosis correction

ID	Пол	Возраст	ODI до операции	ODI после операции	Ранг
27	жен.	36	49	42	72
69	жен.	26	65	25	66
68	жен.	34	68	24	64
76	жен.	34	72	24	65
80	муж.	26	62	23	63
64	жен.	37	66	20	61
78	муж.	41	67	20	62
71	жен.	25	50	19	60
72	муж.	29	55	18	59
44	жен.	43	52	17	57
28	муж.	22	53	17	58
79	муж.	20	62	16	51
65	муж.	40	57	16	52
66	муж.	61	53	16	53
36	жен.	31	47	16	54
70	жен.	62	47	16	55
41	муж.	44	40	16	56
22	жен.	28	58	15	48
29	муж.	24	47	15	49
42	муж.	27	45	15	50
75	жен.	51	61	14	43
49	жен.	47	47	14	44
17	жен.	50	46	14	45
46	жен.	55	51	14	46
77	жен.	25	53	14	47
52	муж.	49	58	13	42
25	муж.	29	45	12	39
54	муж.	25	39	12	40



Окончание табл. 7 / Continuation of Table 7

ID	Пол	Возраст	ODI до операции	ODI после операции	Ранг
48	муж.	33	35	12	41
10	жен.	43	46	10	33
74	муж.	56	45	10	34
15	муж.	28	48	10	35
24	муж.	36	52	10	36
61	муж.	36	48	10	37
56	муж.	38	47	10	38
73	жен.	22	54	9	32
26	муж.	43	42	8	27
43	жен.	66	36	8	28
47	жен.	38	42	8	29
55	муж.	58	41	8	30
50	муж.	39	35	8	31
59	муж.	58	48	7	21
8	муж.	45	37	7	22
20	жен.	45	48	7	23
45	муж.	41	34	7	24
51	жен.	45	40	7	25
60	жен.	38	34	7	26
23	муж.	48	46	6	16
21	жен.	19	49	6	17
57	муж.	36	42	6	18
62	муж.	50	36	6	19
67	жен.	20	48	6	20
58	муж.	57	37	5	11
63	жен.	28	42	5	12
2	муж.	35	41	5	13
5	жен.	25	44	5	14
53	жен.	30	34	5	15
4	муж.	42	34	4	8
9	муж.	27	39	4	9
12	муж.	51	33	4	10
1	муж.	23	35	3	2
6	муж.	44	36	3	3
11	муж.	39	37	3	4
14	жен.	46	36	3	5
3	муж.	54	44	3	6
13	муж.	65	34	3	7
7	муж.	44	33	2	1

Таблица 8 / Table 8

## Результаты прогнозирования / Forecasting results

Тип операции	Прогнозируемые результаты ODI, баллы		
	среднее	стандартное отклонение	ошибка среднего
Транспедикулярная фиксация 4 винтами на уровне L4–L5 позвонков без коррекции лордоза (тип операции а)	35	5	1.28
Транспедикулярная фиксация 4 винтами на уровне L4–L5 позвонков с коррекцией лордоза (тип операции б)	11	7	0.86

Результаты первого варианта хирургического реконструктивного лечения согласно прогнозу могут приводить к оценке по шкале ODI от 30 до 40 (среднее значение 35) баллов. Таким



образом, они могут соответствовать функциональному послеоперационному результату как с минимальным нарушением, так и с умеренными нарушениями.

Прогноз результатов второго варианта хирургического реконструктивного лечения по шкале ODI ( $11 \pm 7$ ) во всем диапазоне соответствует функциональному послеоперационному результату с минимальным нарушением. Поскольку шкалу ODI нельзя считать пропорциональной в полном смысле слова, для оценки различия по этой шкале между двумя выборками был применен также критерий Манна – Уитни. Значение статистики Манна – Уитни (количество инверсий рангов) равно 13, что значительно меньше критериальных значений (которые для выборок с объемами 67 и 13 равны 257 при уровне достоверности 0.01 и 309 при уровне достоверности 0.05), из чего следует высокая степень достоверности различий между двумя выборками.

Таким образом, прогнозирование позволило выявить, что наиболее оптимальный вариант лечения — второй (транспедикулярная фиксация 4 винтами на уровне L4–L5 позвонков с коррекцией лордоза). Далее эта информация заносится в базу данных результатов лечения с аналогичными клиническими случаями для дальнейшего использования, в том числе для статистической обработки данных.

### 3. Результаты и их обсуждение

Разработанная методология представляет собой «рамочный алгоритм» применения различных методов, целью которого является оценка вариантов хирургического лечения заболеваний и повреждений элементов позвоночно-тазового комплекса на основе моделирования и количественных методов исследования моделей планируемого для хирургического лечения участка опорно-двигательного аппарата. Здесь под «рамочным алгоритмом» подразумевается тот факт, что методология задает наиболее общую последовательность обработки данных, направленную на предоперационное планирование с применением количественных методов оценки статуса пациента, моделирования и прогнозирования. При этом сами методы могут быть заменены на эквивалентные при условии сохранения смысла этапа алгоритма.

Результатом применения методологии является количественная оценка исследуемого варианта лечения посредством геометрических, биомеханических и клинических критериев успешности. Техническим результатом применения методологии является количественная оценка: поля напряжений, деформаций и перемещений, найденные для конкретных биологических объектов с установленной системой фиксации и/или имплантатами. Методология позволяет учитывать индивидуальные параметры геометрии биологических объектов (позвонков, таза и др.) пациента, а также индивидуальные механические параметры костной ткани пациента. Если исследуется более одного варианта лечения, то методология позволяет выбрать среди них один наиболее успешный, ориентируясь на количественные характеристики каждого из планируемых вариантов лечения. Методология включает механизм контроля качества используемой модели посредством анализа результатов ранее проводившегося лечения для аналогичных клинических случаев.

Методология основывается на обработке исходных данных рентгенограммы и компьютерной томограммы конкретного пациента и последовательном выполнении предоперационного геометрического планирования варианта лечения, его биомеханическом моделировании, оценке качества жизни пациента после операции и контроле качества применяемой биомеханической модели путем сопоставления прогнозируемой успешности до выполнения операции с фактической, оцениваемой после операции на основании рентгенологических (геометрических) и клинических критериев успешности. При геометрическом планировании используется рентгенограмма, а при биомеханическом моделировании — компьютерная томограмма пациента. На основе накопленных данных по аналогичным клиническим случаям проводится оценка прогнозируемой успешности лечения, выражающаяся в оценке возможного изменения качества жизни пациента. Прогнозируемая успешность лечения сравнивается с фактической, которая оценивается после выполнения лечения, что позволяет провести контроль биомеханической модели, применяемой на этапе биомеханического моделирования.



По данным КТ и/или рентгенографии производится расчет параметров баланса (в сагиттальной и/или фронтальной плоскости) и выбирается предпочтительный способ хирургической коррекции (лечения). На основании данных КТ и/или рентгенографии с учетом выбранного способа хирургической коррекции (лечения) выполняется построение твердотельной модели элементов позвоночно-тазового комплекса вместе с установленной системой фиксации и/или эндопротезами при наличии таковых. Для построенных твердотельных моделей ставится задача биомеханики в линейной постановке, учитывающая полученные по данным КТ индивидуальные механические параметры костных тканей (модуль Юнга, коэффициент Пуассона) и справочные механические параметры эндопротезов/элементов фиксации. С математической точки зрения в каждой из локально однородных подобластей неоднородного сегмента позвоночно-тазового комплекса решается статическая задача теории упругости. Основная система уравнений включает: уравнения равновесия; уравнения закона Гука, связывающие компоненты тензора напряжений и деформаций; соотношения Коши, связывающие тензор деформаций и вектор перемещения. Далее, исходя из роста и массы тела пациента, для модели задаются граничные условия в виде сил, моментов и жестких заделок, соответствующие физиологическим нагрузкам. Результатом решения поставленной задачи биомеханики являются поля напряжений, перемещений и деформаций, возникающие в исследуемой модели. На основании анализа распределения значений и локализации высоких напряжений и перемещений делается вывод о рациональности варианта хирургического лечения (в сравнении с другим вариантом либо по абсолютным значениям на основании количественного критерия). Далее на основе статистического анализа описанных в базе данных (или регистре) аналогичных по симптоматике клинических случаев определяется диапазон ожидаемого улучшения качества жизни (измеряемого в баллах, например, по опроснику Освестри). После операции проводится сравнение ожидаемого и фактического изменения качества жизни пациента. На основе этого сравнения осуществляется обратная связь с моделью (корректность проведенного моделирования). В ходе реализации способа производится накопление данных об исходной симптоматике, примененном лечении и фактическом изменении качества жизни пациента. При накоплении достаточно большой (не менее 200 клинических случаев) выборки по конкретным типам вариантов хирургического лечения к критерию выбора каждого такого варианта лечения добавляется сравнение ожидаемых изменений качества жизни, полученное на основе статистического анализа выборок аналогичных по симптоматике клинических случаев, суженных на конкретные типы хирургического лечения.

Методология заключается в последовательном осуществлении следующих действий.

1. Геометрическое предоперационное планирование вариантов лечения на основе рентгенометрических измерений и вычисления позвоночно-тазовых соотношений (показателей баланса во фронтальной и сагиттальной плоскостях), посредством которых врач определяет необходимую пациенту анатомическую коррекцию и/или фиксацию элементов позвоночно-тазового комплекса.
2. Построение индивидуальных биомеханических моделей элементов опорно-двигательного аппарата (по данным компьютерной томографии) с установленными металлоконструкциями (согласно запланированным в п.1 вариантам лечения) и их численное исследование, результатом которого являются поля напряжений, деформаций и перемещений в системе «кость – имплантат» для каждого из исследуемых вариантов хирургического лечения.
3. Оценка прогнозируемой успешности операционного лечения (количественный показатель, характеризующий изменение качества жизни пациента после лечения) на основе накопленных данных по аналогичным клиническим случаям.
4. Контроль качества применяемой модели посредством сопоставления прогнозируемой успешности (до операции, на основании биомеханического моделирования) с фактической (после операции, определяемой на основании рентгенологических и клинических критериев успешности).

Формализацией методологии является блок-схема, представленная на рис. 6.

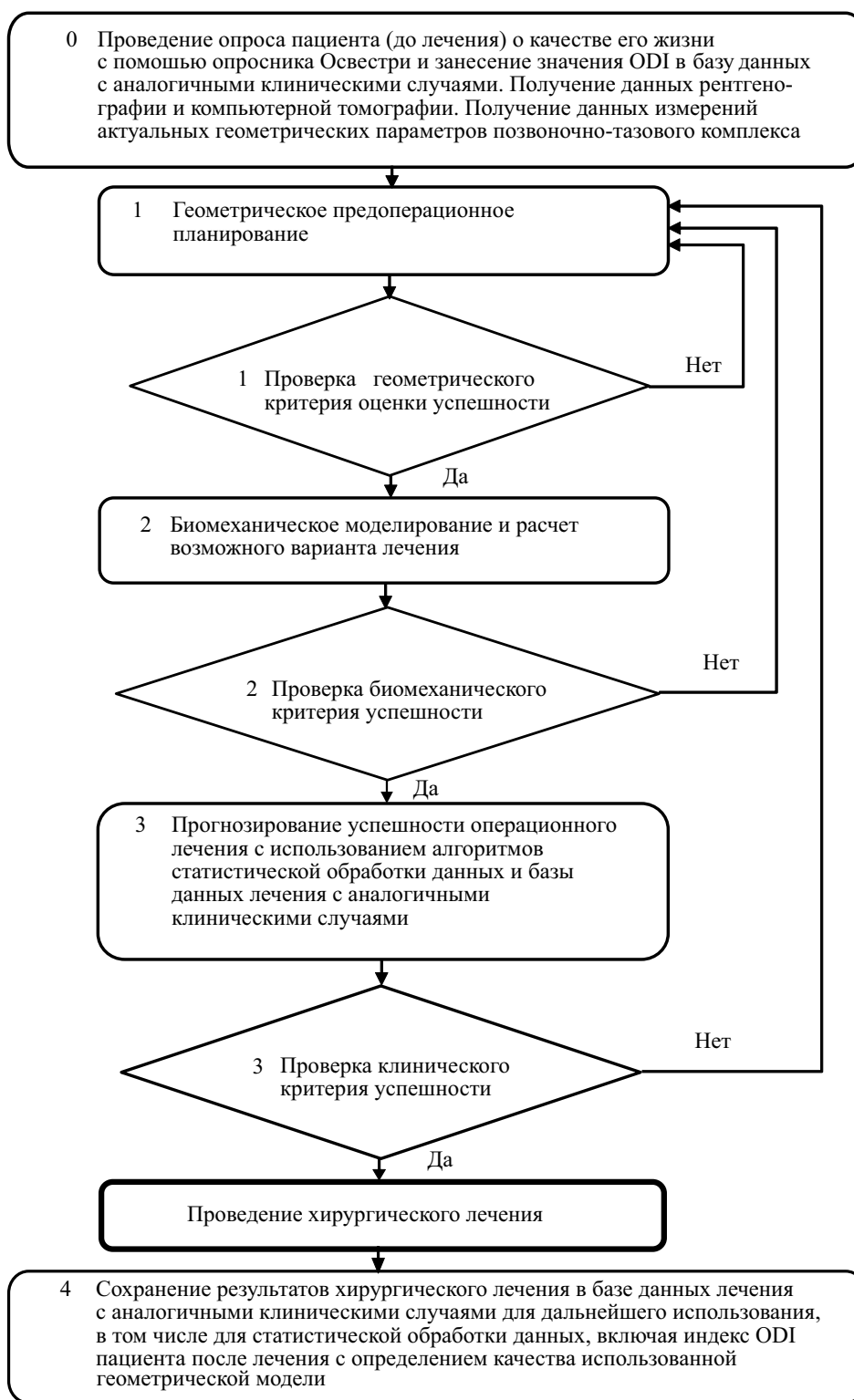


Рис. 6. Блок-схема алгоритма действий согласно методологии «Планирование – Моделирование – Прогнозирование»

Fig. 6. Block diagram of the algorithm of actions according to the «Planning – Modeling – Forecasting» methodology





Разработанная методология также формализована в виде способа предоперационного планирования с соответствующей программной системой<sup>4</sup>.

Применение разработанной методологии позволяет на стадии предоперационного планирования предусмотреть и предупредить осложнения, которые могут возникнуть по причине разрушения установленной металлоконструкции и/или нарушения консолидации закрепленных элементов позвоночно-тазового комплекса.

Применяемые методы моделирования и анализа позволяют сделать оценку допустимых нагрузок на систему «кость – имплантат», благодаря чему можно рассчитать допустимый режим нагрузок пациента после операции при его индивидуальных физиологических характеристиках, прежде всего роста и веса. Кроме того, такой подход позволит оценить изменение напряженно-деформированного состояния костных тканей и системы фиксации в случаях, если пациент набирает массу тела после операции.

Систематическое применение разработанной методологии (с накоплением данных и их регулярным ретроспективным анализом в совокупности) позволит в итоге снизить число ре-операций. Применение разработанной методологии на регулярной основе открывает для врачей поле виртуальных экспериментов (без фактической установки пациенту металлоконструкции), которое позволит разрабатывать и изготавливать индивидуальные имплантаты для пациентов со сложными случаями заболеваний и повреждений.

## Выводы

Разработанная методология объединяет в единую схему применения известный врачам метод предоперационного планирования, основанный на знаниях анатомической нормы строения опорно-двигательного аппарата, количественные методы биомеханического моделирования и анализа, а также методы статистической обработки и анализа данных. Кроме того, методология содержит механизм контроля качества используемых биомеханических моделей. Таким образом, разработанная методология представляет собой подход к предоперационному планированию с использованием количественных методов с позиции биомеханики и анализа данных.

Важной особенностью разработанной методологии является ее строгая и естественная формализация, позволяющая разрабатывать на ее основе программные системы, решающие задачи в различных областях хирургии. При этом в зависимости от глубины реализации и выбранных методов такие системы могут быть как банальными системами-планировщиками, так и сложными системами из классов CAD, CAE и систем поддержки принятия решений.

## Список литературы

1. *Langella F., Villaña J., Damilano M., Cecchinato R., Pejrona M., Ismael M., Berjano P.* Predictive accuracy of surgical planning for sagittal imbalance: A cohort study // *SPINE*. 2017. Vol. 42, iss. 22. P. 1297–1304. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002230>
2. *Иванов Д. В., Фалькович А. С., Донник А. М., Полиенко А. В., Оленко Е. С., Крутько А. В.* Обобщение зависимостей между геометрическими параметрами сагиттального баланса // *Российский журнал биомеханики*. 2022. Т. 26, № 1. С. 8–24. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2022.1.01>, EDN: **VCPUCK**
3. *Иванов Д. В.* Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика*. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 62–89. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89>, EDN: **ZYXHTD**
4. *Доль А. В., Доль Е. С., Иванов Д. В.* Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4–L5 // *Российский*

<sup>4</sup>Патент № 2802670 С2 Российская Федерация, МПК А61В 34/10. Система осуществления планирования и моделирования вариантов установки и прогнозирования успешности установки систем фиксации и эндопротезов элементов позвоночно-тазового комплекса : № 2021136955 : заявл. 14.12.2021 : опубл. 30.08.2023 / Л. Ю. Коссович, И. В. Кириллова, А. С. Фалькович [и др.] ; заявитель Российская Федерация, от имени которой выступает ФОНД ПЕРСПЕКТИВНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ. EDN: **BXXJTB**



- журнал биомеханики. 2018. Т. 22, № 1. С. 31–44. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.1.03>, EDN: YMCSSL
5. Шишкин В. Б., Голубев В. Г. Предоперационное планирование в травматологии и ортопедии с использованием технологии трехмерной компьютерной реконструкции и моделирования // Современные проблемы науки и образования. 2015. № 5. С. 47. EDN: YTHYUQ
  6. Волокитина Е. А., Антониади Ю. В., Гилев М. В. Предоперационное планирование имплантации эндопротеза тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе : учеб. пособие для врачей травматологов-ортопедов. Екатеринбург : Изд-во УГМУ, 2015. 12 с.
  7. Sotto-Maior B. S., Rocha E. P., de Almeida E. O., Freitas-Junior A. C., Anchieta R. B., Del Bel Cury A. A. Influence of high insertion torque on implant placement: An anisotropic bone stress analysis // Brazilian Dental Journal. 2010. Vol. 21, iss. 6. P. 508–514. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000600005>
  8. Гланц С. Медико-биологическая статистика. Москва : Практика, 1998. 459 с.
  9. Fairbank J. C., Pynsent P. B. The Oswestry disability index // SPINE. 2000. Vol. 25, iss. 22. P. 2940–2952. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017>
  10. Каплун А. Б., Морозов Е. М., Шамраева М. А. ANSYS в руках инженера: практическое руководство. Москва : Едиториал УРСС, 2003. 272 с.
  11. Pan C., Wang G., Sun J. Correlation between the apex of lumbar lordosis and pelvic incidence in asymptomatic adult // European Spine Journal. 2020. Vol. 29, iss. 3. P. 420–427. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06183-y>
  12. Legaye J., Duval-Beaupere G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: A radiological and clinical evaluation // Acta Orthopaedica Belgica. 2005. Vol. 71, iss. 2. P. 213–220.
  13. Pitkänen M. T., Manninen H. I., Lindgren K. A., Sihvonen T. A., Airaksinen O., Soimakallio S. Segmental lumbar spine instability at flexion-extension radiography can be predicted by conventional radiography // Clinical Radiology. 2002. Vol. 57, iss. 7. P. 632–639. <https://doi.org/10.1053/crad.2001.0899>
  14. Lee J. B., Kim I. S., Lee J. J., Park J. H., Cho C. B., Yang S. H., Sung J. H., Hong J. T. Validity of a smartphone application (Sagittalmeter Pro) for the measurement of sagittal balance parameters // World Neurosurg. 2019. Vol. 126. P. e1–e8. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.11.242>
  15. Havaldar R., Pilli S. C., Putti B. B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone // Advanced Biomedical Research. 2014. Vol. 3, iss. 1. P. 101. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
  16. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function // Journal of Biomechanics. 1987. Vol. 20, iss. 11–12. P. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
  17. Smit T. H., van Tunen M. S., van der Veen A. J., Kingma I., van Dieën J. H. Quantifying intervertebral disc mechanics: A new definition of the neutral zone // BMC Musculoskeletal Disorders. 2011. Vol. 7, iss. 12. P. 38. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-38>
  18. Brown T., Hansen R. J., Yorra A. J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: A preliminary report // The Journal of Bone & Joint Surgery. 1957. Vol. 39, iss. 5. P. 1135–1164. <https://doi.org/10.2106/00004623-195739050-00014>
  19. Gary K. W., Cao Y., Burns S. P., McDonald S. D., Krause J. S. Employment, health outcomes, and life satisfaction after spinal cord injury: Comparison of veterans and nonveterans // Spinal Cord. 2020. Vol. 58, iss. 1. P. 3–10. <https://doi.org/10.1038/s41393-019-0334-9>
  20. Hansson T. H., Keller T. S., Panjabi M. M. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: Effects of tissue characteristics // SPINE. 1987. Vol. 12, iss. 1. P. 56–62. <https://doi.org/10.1097/00007632-198701000-00011>
  21. Farfan H. F. Mechanical Disorders of the Low Back. Philadelphia : Lea & Febiger, 1973. 247 p.
  22. Гуца А. О., Юсупов А. Р. Оценка исходов хирургического лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14, № 4. С. 85–94. <https://doi.org/10.14531/ss2017.4.85-94>
  23. Solberg T., Johnsen L. G., Nygaard Ø. P., Grotle M. Can we define success criteria for lumbar disc surgery? // Acta Orthopaedica. 2013. Vol. 84, iss. 2. P. 196–201. <https://doi.org/10.3109/17453674.2013.786634>
  24. Dreischarf M., Zander T., Shirazi-Adl A., Puttlitz C. M., Adam C. J., Chen C. S., Goel V. K., Kiapour A., Kim Y. H., Labus K. M., Little J. P., Park W. M., Wang Y. H., Wilke H. J., Rohlmann A., Schmidt H. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine:



- Predictive power of models improves when combined together // *Journal of Biomechanics*. 2014. Vol. 47, iss. 8. P. 1757–1766. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002>
25. Полюенко А. В., Иванов Д. В., Куреев С. И., Бессонов Л. В., Мулдашева А. М., Оленко Е. С. Численный анализ напряженно-деформированного состояния остеотомий первой плюсневой кости // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика*. 2023. Т. 23, вып. 4. С. 496–511. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511>, EDN: OZSOKF

### References

1. Langella F., Villafañe J., Damilano M., Cecchinato R., Pejrona M., Ismael M., Berjano P. Predictive accuracy of surgimap surgical planning for sagittal imbalance: A cohort study. *SPINE*, 2017, vol. 42, iss. 22, pp. 1297–1304. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002230>
2. Ivanov D. V., Falkovich A. S., Donnik A. M., Polienko A. V., Olenko E. S., Krutko A. V. Generalization of the relationships between sagittal balance geometric parameters. *Russian Journal of Biomechanics*, 2022, vol. 26, iss. 1, pp. 5–20. <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2022.1.01>, EDN: MXLJER
3. Ivanov D. V. Biomechanical support for the physician's decision when choosing a treatment option based on quantitative success criteria. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 62–89 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89>, EDN: ZYXHTD
4. Dol A. V., Dol E. S., Ivanov D. V. Biomechanical modelling of surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at L4–L5 level. *Russian Journal of Biomechanics*, 2018, vol. 22, iss. 1, pp. 31–44 (in Russian). <https://doi.org/10.15593/RZhBiomech/2018.1.03>, EDN: YMCSSL
5. Shishkin V. B., Golubev V. G. Preoperative planning in traumatology and orthopedics with the using of three-dimensional computer reconstruction and modeling technology. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern Problems of Science and Education], 2015, iss. 5, pp. 47 (in Russian). EDN: YTHYUQ
6. Volokitina E. A., Antoniadi Yu. V., Gilev M. V. *Predoperatsionnoe planirovanie implantatsii endoproteza tazobedrennogo sustava pri displasticheskom koksartroze* [Preoperative Planning of Hip Replacement Implantation in Dysplastic Coxarthrosis]. Ekaterinburg, Ural State Medical University Publ., 2015. 12 p. (in Russian).
7. Sotto-Maior B. S., Rocha E. P., de Almeida E. O., Freitas-Junior A. C., Anchieta R. B., Del Bel Cury A. A. Influence of high insertion torque on implant placement: An anisotropic bone stress analysis. *Brazilian Dental Journal*, 2010, vol. 21, iss. 6, pp. 508–514. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000600005>
8. Glantz S. *Mediko-biologicheskaya statistika* [Biomedical Statistics]. Moscow, Praktika, 1998. 459 p. (in Russian).
9. Fairbank J. C., Pynsent P. B. The oswestry disability index. *SPINE*, 2000, vol. 25, iss. 22, pp. 2940–2952. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017>
10. Kaplun A. B., Morozov E. M., Shamraeva M. A. *ANSYS v rukakh inzhenera: Prakticheskoye rukovodstvo* [ANSYS in the Hands of an Engineer: A Practical Guide]. Moscow, Editorial URSS, 2003. 272 p. (in Russian).
11. Pan C., Wang G., Sun J. Correlation between the apex of lumbar lordosis and pelvic incidence in asymptomatic adult. *European Spine Journal*, 2020, vol. 29, iss. 3, pp. 420–427. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06183-y>
12. Legaye J., Duval-Beaupere G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: A radiological and clinical evaluation. *Acta Orthopaedica Belgica*, 2005, vol. 71, iss. 2, pp. 213–220.
13. Pitkänen M. T., Manninen H. I., Lindgren K. A., Sihvonen T. A., Airaksinen O., Soimakallio S. Segmental lumbar spine instability at flexion-extension radiography can be predicted by conventional radiography. *Clinical Radiology*, 2002, vol. 57, iss. 7, pp. 632–639. <https://doi.org/10.1053/crad.2001.0899>
14. Lee J. B., Kim I. S., Lee J. J., Park J. H., Cho C. B., Yang S. H., Sung J. H., Hong J. T. Validity of a smartphone application (Sagittalmeter Pro) for the measurement of sagittal balance parameters. *World Neurosurg*, 2019, vol. 126, pp. e1–e8. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.11.242>
15. Havaldar R., Pilli S. C., Putti B. B. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. *Advanced Biomedical Research*, 2014, vol. 3, iss. 1, pp. 101. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
16. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and



- function. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, iss. 11–12, pp. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
17. Smit T. H., van Tunen M. S., van der Veen A. J., Kingma I., van Dieën J. H. Quantifying intervertebral disc mechanics: A new definition of the neutral zone. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2011, vol. 7, iss. 12, pp. 38. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-38>
  18. Brown T., Hansen R. J., Yorra A. J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: A preliminary report. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1957, vol. 39, iss. 5. P. 1135–1164. <https://doi.org/10.2106/00004623-195739050-00014>
  19. Gary K. W., Cao Y., Burns S. P., McDonald S. D., Krause J. S. Employment, health outcomes, and life satisfaction after spinal cord injury: Comparison of veterans and nonveterans. *Spinal Cord*, 2020, vol. 58, iss. 1, pp. 3–10. <https://doi.org/10.1038/s41393-019-0334-9>
  20. Hansson T. H., Keller T. S., Panjabi M. M. A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: Effects of tissue characteristics. *SPINE*, 1987, vol. 12, iss. 1, pp. 56–62. <https://doi.org/10.1097/00007632-198701000-00011>
  21. Farfan H. F. *Mechanical Disorders of the Low Back*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1973. 247 p.
  22. Gushcha A. O., Yusupova A. R. Evaluation of outcomes of surgical treatment for degenerative diseases of the spine. *Russian Journal of Spine Surgery (Khirurgiya Pozvonochnika)*, 2017, vol. 14, iss. 4, pp. 85–94 (in Russian). <https://doi.org/10.14531/ss2017.4.85-94>
  23. Solberg T., Johnsen L. G., Nygaard Ø. P., Grotle M. Can we define success criteria for lumbar disc surgery? *Acta Orthopaedica*, 2013, vol. 84, iss. 2, pp. 196–201. <https://doi.org/10.3109/17453674.2013.786634>
  24. Dreischarf M., Zander T., Shirazi-Adl A., Puttlitz C. M., Adam C. J., Chen C. S., Goel V. K., Kiapour A., Kim Y. H., Labus K. M., Little J. P., Park W. M., Wang Y. H., Wilke H. J., Rohlmann A., Schmidt H. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together. *Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 47, iss. 8, pp. 1757–1766. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002>
  25. Polienko A. V., Ivanov D. V., Kireev S. I., Bessonov L. V., Muldasheva A. M., Olenko E. S. Numerical analysis of the stress-strain state of osteotomies of the first metatarsal bone. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2023, vol. 23, iss. 4, pp. 496–511 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-496-511>, EDN: OZSOKF

Поступила в редакцию / Received 23.03.2024

Принята к публикации / Accepted 17.05.2024

Опубликована / Published 30.08.2024