



Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 62–89

*Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 62–89

<https://mmi.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-1-62-89>

Научная статья

УДК 539.3/617.547

## Биомеханическая поддержка решения врача при выборе варианта лечения на основе количественных критериев оценки успешности

Д. В. Иванов

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

**Иванов Дмитрий Валерьевич**, кандидат физико-математических наук, начальник отдела компьютерного моделирования в биомедицине и материаловедении Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, [ivanovdv.84@ya.ru](mailto:ivanovdv.84@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>

**Аннотация.** Предоперационное планирование лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса является обязательной процедурой и должно обеспечивать подбор имплантатов, режимов и техники их установки, а также воссоздание оптимальной биомеханики оперируемого сегмента. Для каждого конкретного случая хирург выбирает вариант лечения на основе качественных и количественных индивидуальных параметров пациента. Поэтому актуальной видится задача разработки некоторых измеримых характеристик (критериев), при помощи которых можно было бы выбирать успешный вариант для каждого конкретного пациента. В хирургии патологий позвоночно-тазового комплекса принято применять опросники качества жизни пациента для оценки отдаленных результатов лечения. При планировании лечения хирурги также рассчитывают геометрические параметры, позволяющие оценить степень деформации и подобрать необходимую коррекцию. В то же время геометрически и анатомически правильно спланированная операция может не быть успешной с точки зрения оценки прочности имплантируемых конструкций и системы «кость-имплантат» в целом. В данной работе представлены результаты разработки и апробации критериев оценки успешности хирургического реконструктивного лечения последствий заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса. Выделено три группы критериев: геометрические, биомеханические и клинические. Геометрические и биомеханические критерии позволяют сделать послеоперационный прогноз в ближайшей перспективе. Применение клинических критериев успешности позволяет сформулировать послеоперационный прогноз в отдаленном периоде после лечения. Критерии оценки успешности не предлагают хирургу какой-то новый вариант лечения, а только дают инструмент количественного сравнения рассматриваемых им вариантов лечения и выбора среди них успешного. Критерии оценки успешности лечения внедрены в разработанную в Саратовском университете систему предоперационного планирования Smart Plan Ortho, которая обеспечивает полный цикл предоперационного планирования в соответствии с методологией «планирование – моделирование – прогноз».

**Ключевые слова:** критерии оценки успешности, позвоночно-тазовый комплекс, ортопедия, напряженно-деформированное состояние, биомеханика, предоперационное планирование

**Благодарности:** Работа выполнена при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований.



**Для цитирования:** 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>  
Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

## **Biomechanical support for the physician's decision when choosing a treatment option based on quantitative success criteria**

**D. V. Ivanov**

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

**Dmitry V. Ivanov**, [ivanovdv.84@ya.ru](mailto:ivanovdv.84@ya.ru), <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>

**Abstract.** Preoperative planning for the treatment of the consequences of diseases and injuries of the spino-pelvic complex surgical treatment is a mandatory procedure and should ensure the selection of implants, modes and techniques for their installation, as well as the reconstruction of the optimal biomechanics of the operated segment. For each individual patient, the surgeon chooses a treatment variant based on his qualitative and quantitative individual parameters. Therefore, the task of developing some measurable characteristics (criteria) seems to be urgent, with the help of which it would be possible to choose a successful variant for each specific patient. In surgery of the spino-pelvic complex pathologies, it is customary to use questionnaires of the patient's quality of life to assess the long-term treatment results. During preoperative planning, surgeons also calculate geometric parameters to assess the degree of deformity and select the necessary correction. At the same time, a geometrically and anatomically correctly planned operation may not be successful in terms of assessing the strength of implanted structures and the "bone-implant" system as a whole. This paper presents the results of the development and testing of criteria for assessing the success of surgical reconstructive treatment of the consequences of the spino-pelvic complex diseases and injuries. Three groups of criteria have been identified: geometric, biomechanical, and clinical. Geometric and biomechanical criteria make it possible to obtain short-term postoperative prognosis. The use of clinical success criteria makes it possible to formulate long-term postoperative prognosis. The criteria for assessing success do not offer the surgeon any new treatment variant, but only provide a tool for quantitative comparison of the treatment variants that are considered by him and the choice of successful ones among them. The criteria for evaluating the success of treatment are implemented in the Smart Plan Ortho preoperative planning system developed at Saratov University, which provides a full cycle of preoperative planning in accordance with the planning–modeling–forecast methodology.

**Keywords:** success criteria, spino-pelvic complex, orthopedics, stress-strain state, biomechanics, preoperative planning

**Acknowledgements:** The work was supported by the Advanced Research Foundation.

**For citation:** 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>

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



## Введение

Позвоночно-тазовый комплекс (далее — ПТК) объединяет в себе тазобедренный сустав, таз и позвоночник. Предоперационное планирование является одним из основных условий для обеспечения качественных анатомо-функциональных результатов хирургического лечения заболеваний и повреждений ПТК [1, с. 7–24]. На этапе предоперационного планирования важно выбрать успешный вариант операции для каждого конкретного пациента. При этом выбор варианта должен осуществляться на основе качественной и количественной оценок параметров поврежденного участка ПТК, чтобы добиться удовлетворения так называемых критериев оценки успешности лечения.

По данным толкового словаря С. И. Ожегова [2], критерием называется мерило оценки или суждения. Разработкой критериев оценки успешности хирургического лечения патологий ПТК занимаются многие исследователи. Но большинство из них пытаются выделить количественные критерии [3–5] удовлетворенности пациента и его качества жизни после операции. В то же время применение этих критериев в предоперационном планировании может быть затруднено, так как они не дают ответы на вопросы о том, какую коррекцию нужно выполнить, какие имплантаты выбрать и как установить в том или ином случае.

Поэтому актуальной видится задача разработки критериев оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК, позволяющих на этапе предоперационного планирования количественно обосновать применение варианта лечения или сравнить между собой различные варианты лечения и выбрать среди них успешный для конкретного пациента. В соответствии с клиническими рекомендациями при планировании хирургического лечения необходима не только высокоточная визуализация поврежденного участка ПТК, но и оценка его геометрических параметров для дальнейшего восстановления нормальной анатомии при его стабилизации и/или коррекции. С этой целью, в первую очередь, измеряют параметры сагиттального и фронтального балансов ПТК, а также рассчитывают их оптимальные значения. Процесс расчета геометрических параметров ПТК, позиционирования шаблонов имплантатов на рентгеновских снимках называют геометрическим планированием хирургического реконструктивного лечения.

Таким образом, нормальная анатомия сегмента ПТК может быть восстановлена различными способами, но не все из них могут обеспечить его оптимальную биомеханику с точки зрения оценки прочности устанавливаемых имплантатов и конструкции системы «кость-имплантат» в целом. Поэтому этап предоперационного геометрического планирования логично дополнить этапом биомеханического моделирования. Биомеханическое моделирование позволяет оценить стабильность фиксации, сроки службы имплантатов, а также риски повреждения костных и мягких тканей. Другими словами, этап биомеханического моделирования позволяет исследовать прочностные характеристики системы «кость-имплантат» и подобрать наиболее рациональный вариант фиксации.

Геометрическое планирование и биомеханическое моделирование как этапы предоперационного планирования обеспечивают позиционирование имплантатов, прогноз необходимой коррекции и фиксации, а также прогноз поведения системы «кость-имплантат» под действием внешних нагрузок, возникающих в процессе жизнедеятельности пациента сразу же после лечения. Однако дать оценку качества жизни пациента в отдаленном периоде эти этапы не могут. Этап прогнозирования, основанный на анализе накопленных знаний об аналогичных выполненных операциях



и реализованный в рамках предоперационного планирования, позволит сформулировать послеоперационный прогноз для конкретного пациента.

На каждом из трех описанных этапов предоперационного планирования должен производиться анализ числовых параметров, присущих конкретному пациенту, которые, в свою очередь, должны сравниваться с некоторыми пороговыми или критериальными значениями (интервалами значений). Эти значения или их интервалы будем называть критериями оценки успешности хирургического реконструктивного лечения (далее — критерии оценки успешности).

Данная работа посвящена разработке, категоризации и апробации критериев оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК.

## 1. Геометрические критерии оценки успешности

В травматологической практике основная цель планирования — подбор имплантатов, режимов и техники их установки, обеспечивающих стабильность конструкции и репозицию костных отломков. В ортопедии предоперационное планирование должно обеспечивать подбор имплантатов для воссоздания оптимальной биомеханики оперируемого сегмента [1].

В этой связи на этапе планирования лечения необходимо не только качественно, но и количественно (с помощью измеряемых числовых параметров) описать оптимальную анатомию и биомеханику оперируемого сегмента. В частности, при планировании эндопротезирования тазобедренного сустава (ТБС) длина конечностей должна быть одинакова, центр ротации головки бедренного компонента имплантата должен соответствовать центру ротации здорового сустава и т. п. При планировании лечения повреждений позвоночника должен быть соблюден сагиттальный баланс (далее — 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.

Геометрические критерии можно также называть рентгенологическими, так как их оценка может быть выполнена на основании измерений, сделанных по рентгеновским снимкам пациента. Рассмотрим критерии применительно к элементам ПТК и их патологиям.

### *Геометрические критерии оценки успешности операций на позвоночнике*

Термин «позвоночно-тазовый баланс» впервые встречается в статье G. Duval-Beaupere [6]. В последние годы СБ ПТК изучают такие отечественные и иностранные исследователи, как J. C. Le Huec [7], F. Shwabb [8], А. В. Крутько [9], Р. М. Тихилов [10] и др.

Более того, соблюдение СБ или нейтрального вертикального выравнивания позвоночника в сагиттальной плоскости считается основной целью хирургических, эргономических и физиотерапевтических процедур [11]. Ранее была обоснована [12] необходимость коррекции сагиттального профиля пациента при выполнении операций на ПТК. Показано [13], что СБ играет определяющую роль в развитии дегенеративных изменений в смежных позвоночно-двигательных сегментах (ПДС) при протяженной фиксации. Параметры СБ используются [14, 15] для оценки послеоперационного периода и осложнений при лечении пациентов с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями ПТК. Показано [16, 17], что сагиттальный профиль туловища строго

коррелирует с качеством жизни, а ПТК играет ключевую роль в компенсаторных механизмах дисбаланса туловища. Особенно важно, что в хирургической коррекции деформации воздействие на СБ и пояснично-тазовые параметры существенно улучшает качество жизни пациентов [17].

Для оценки параметров СБ современным клиницистам и исследователям доступны различные инструменты: системы PACS (системы передачи и архивации DICOM изображений, например, Radiant DICOM Viewer), системы предоперационного планирования (например, Surgimap) для настольных компьютеров, а также мобильные приложения для смартфонов [18].

СБ может быть описан с помощью угловых позвоночно-тазовых параметров: тазовый индекс (PI), поясничный лордоз (LL), наклон таза (PT) и наклон крестца (SS) (рис. 1).

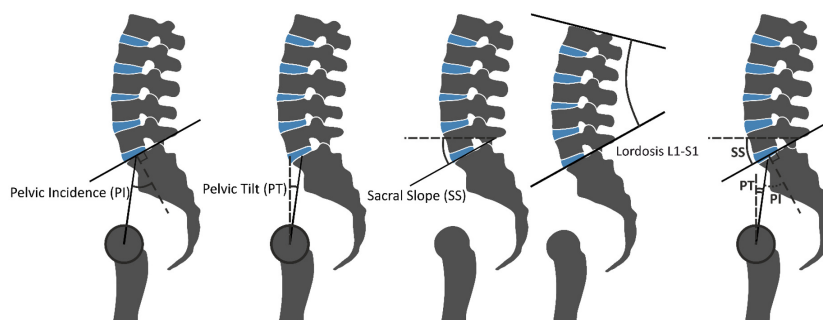


Рис. 1. Схематичное изображение измеряемых параметров СБ (слева направо): PI, PT, SS, лордоз L1-S1

Fig. 1. Schematic representation of the measured SB parameters (from left to right): PI, PT, SS, lordosis L1-S1

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 линией, перпендикулярной этой пластинке. SS — 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.

Интервалы изменения основных параметров СБ изучены [7], а многие авторы пытаются разработать формулы для расчета оптимальных параметров баланса для конкретного пациента. Параметр PI является индивидуальным для каждого человека и остается неизменным в течение жизни. Показано [7, 19–23], что существует связь между PI и другими основными угловыми параметрами СБ, значения которых могут меняться при развитии дегенеративно-дистрофических заболеваний и травмах ПТК.

В связи с вышесказанным к геометрическим критериям оценки успешности следует отнести оптимальные параметры (интервалы параметров) СБ, которые можно рассчитать индивидуально по рентгенограмме, выполненной в положении стоя. Приведем формулы для расчета PT, SS, LL через PI, выведенные исследователями [8, 9, 14, 19, 21, 23] на основе показателей здоровых пациентов:

$$LL = 0.5 * PI + 28^\circ, \quad PT = 0.4 * PI - 11^\circ, \quad SS = PI - PT. \quad (1)$$





Приведенные формулы (1) позволяют рассчитать для конкретного пациента угловые параметры СБ через параметр PI, соответствующие его гармоничному профилю. Естественно, достичь точных значений того или иного параметра при операции крайне сложно, поэтому авторы дают диапазон изменения этих параметров. Например, Le Huek [7] предлагает для каждого из этих параметров учитывать диапазон  $\pm 7^\circ$ .

Алгоритм расчета угловых параметров СБ выглядит следующим образом. По рентгенограмме пациента, выполненной в положении стоя, осуществляется измерение параметров СБ. Затем для ряда из них по формулам (1) вычисляют их оптимальные значения, которых необходимо добиться при выполнении операции. Таким образом, при подготовке к операции хирург видит, какие параметры и на сколько требуется скорректировать [18]. Отметим, что именно поясничный лордоз (угол LL) может быть изменен хирургом во время операции в соответствии с его рассчитанным по формуле (1) значением [9]. А параметры SS и PT могут компенсироваться пациентом за счет постуральных изменений [9].

Параметр SVA (sagittal vertical alignment) измеряется как расстояние от отвеса, проходящего через центр седьмого шейного позвонка (C7PL), до заднего края поверхности верхней замыкательной пластинки крестца. Считается [24], что сбалансированный позвоночник имеет  $SVA < 5$  см. Показано [25], что плохие функциональные результаты хирургического лечения дегенеративных повреждений грудопоясничного отдела позвоночника хорошо коррелируют с недостаточным сагиттальным выравниванием ( $SVA > 5$  см). Оценка клинических и рентгенологических параметров, определяющих исходы минимально инвазивных операций по коррекции деформаций позвоночника, показала высокую корреляцию между улучшением качества жизни и сагиттальным выравниванием. Авторы [26] рекомендуют восстанавливать значение  $SVA < 5$  см и добиваться оптимального лордоза (соотношения углов PI и LL) для достижения наилучших показателей ODI после лечения.

Клиницисты из Тайваня выявили [27], что пациенты с компрессионными переломами позвонков и сбалансированными позвоночно-тазовыми параметрами, а также сагиттальным выравниванием ( $SVA < 5$  см) с большей вероятностью не потребуют хирургического вмешательства, чем пациенты с неоптимальными параметрами СБ. Это подтверждает тот факт, что при выполнении лечения и в случае деформаций, и в случае травмы позвоночника достижение оптимальных позвоночно-тазовых взаимоотношений обеспечит более качественные результаты и более высокое качество жизни пациентов.

Таким образом, значения SVA вместе с угловыми параметрами СБ, описанными выше, будем считать критериями оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений позвоночника.

#### *Геометрические критерии оценки успешности эндопротезирования тазобедренного сустава*

Клиницисты утверждают, что помимо определения функциональных результатов при оценке исходов хирургического лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава необходимо использовать оценку рентгенологических изменений [28]. Другими словами, следует оценивать положение компонентов эндопротеза, а также геометрические характеристики оперированной конечности по результатам рентгенографического исследования. Исходя из анатомических соображений, к геометрическим критериям оценки успешности эндопротезирования тазобедренного сустава логично отнести значения параметров положения центра ротации вертлужного компонента, офсета (расстояние от центра ротации до оси ножки эндопротеза), а также длины прооперированной нижней конечности.



Исследования износа вкладыша вертлужного компонента позволяют сформулировать еще один критерий, заключающийся в том, что угол наклона вертлужного компонента во фронтальной плоскости должен составлять от 40 до 50 градусов [29].

Обоснования этих и других критериальных (пороговых) значений рентгенологических параметров для дооперационной оценки успешности эндопротезирования тазобедренного сустава также даны в литературе [1], а сами критерии сведены в табл. 1.

Таблица 1 / Table 1

Геометрические критерии оценки успешности эндопротезирования тазобедренного сустава  
Geometric criteria for evaluating the success of hip arthroplasty

Описание критерия	Значение критерия	
	Удовлетворительно	Неудовлетворительно
Вертикальный центр ротации вертлужного компонента	Соответствие здоровому тазобедренному суставу <sup>1</sup> [1]	Несоответствие здоровому тазобедренному суставу
Горизонтальный центр ротации вертлужного компонента	Соответствие здоровому тазобедренному суставу <sup>2</sup> [1]	Несоответствие здоровому тазобедренному суставу
Угол наклона (во фронтальной плоскости) вертлужного компонента	40–50° (нейтральное положение)	Менее 40° и более 50°
Угол антеверсии (наклон в сагиттальной плоскости) вертлужного компонента	10–15° <sup>3</sup>	Менее 10° и более 15°
Недопокрытие вертлужного компонента	Не более 30%	Более 30%
Положение ножки в канале	Расположение ножки эндопротеза центральное (центральная ось ножки эндопротеза совпадает с центральной осью костно-мозгового канала)	Значительное вальгусное или варусное отклонение ножки от центральной оси бедренной кости — более 5°
Заполнение костно-мозгового канала	На рентгенограмме в прямой передне-задней проекции ножка эндопротеза заполняет канал на 80% и более, в боковой проекции — на 70% и более <sup>4</sup>	На рентгенограмме в прямой передне-задней проекции ножка эндопротеза заполняет канал менее 80%, в боковой проекции — менее 70%. Размер конструкции недостаточно большой
Офсет	Равен офсету здорового тазобедренного сустава	Больше или меньше офсета здорового тазобедренного сустава
Длина нижней конечности	Длина нижних конечностей одинаковая	Длина нижних конечностей разная <sup>5</sup>

Примечание. <sup>1,2</sup> — при эндопротезировании в сложных случаях допускается смещение центра ротации вверх до 2,5 см; <sup>3</sup> — при использовании заднего доступа угол антеверсии должен составлять 20–25°; <sup>4</sup> — имеет значение для бесцементных ножек; <sup>5</sup> — в случае ригидной компенсированной фронтальной деформации у лиц старческого возраста допускается незначительное (до 1 см) удлинение нижней конечности с целью сохранения привычных позвоночно-тазовых отношений.



## 2. Биомеханические критерии оценки успешности лечения

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

Стабильность фиксации в механике может быть оценена относительными перемещениями зафиксированных элементов ПТК. При оценке стабильности фиксации позвоночника применяют такой параметр, как значения амплитуды движения (range of motion, ROM) в позвоночно-двигательных сегментах (ПДС) [30–33].

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 (рис. 2). После приложения нагрузки и изменения положения позвонков друг относительно друга снова производится измерение данного угла. ROM представляет собой разницу абсолютных значений двух измеренных углов (до и после деформации).

При нагрузках, соответствующих наклону туловища в сторону, ROM измеряется аналогично, но измерения проводятся во фронтальной плоскости [34]. При скручивающих нагрузках ROM вычисляется как угол, на который позвонки исследуемого ПДС повернулись друг относительно друга в процессе ротации в аксиальной плоскости [34].

По данным работы [35], при критических значениях ROM наступает повреждение межпозвонкового диска. При значениях ROM в  $6\text{--}8^\circ$  в сагиттальной или фронтальной плоскостях повреждений диска не происходит. Критическим значением, по мнению авторов [35], для наклона вперед является  $\text{ROM} = 15^\circ$ .

В случае ротационной нагрузки на основе исследования ПДС со здоровыми дисками и ПДС с дисками, подверженными дегенеративным изменениям [36, 37], 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). Отмечается, что угол ротации в  $20^\circ$  в большинстве случаев приводит к разрушению диска вне зависимости от его состояния.

Таким образом, в качестве критерия оценки успешности хирургического лечения можно рассматривать параметр ROM, критические значения которого для разных типов нагрузок сведены в табл. 2.

Если говорить об относительных перемещениях зафиксированных элементов ПТК, то в этом случае во время операции хирург добивается наилучшей стабильности, т. е. минимальных относительных перемещений. В литературе встречаются данные о том,

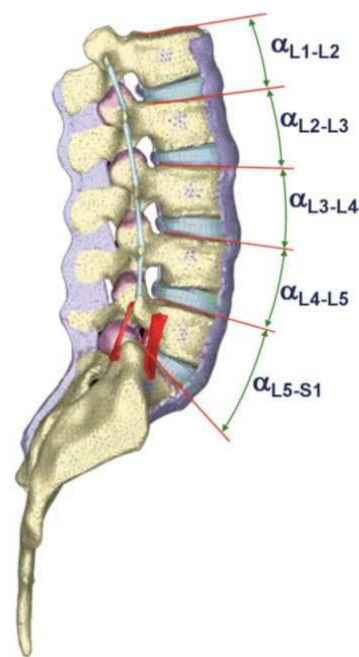


Рис. 2. Измерение амплитуды движения в сагиттальной плоскости [30] (цвет онлайн)

Fig. 2. Sagittal plane ROM measurement [30] (color online)





Таблица 2 / Table 2

Критериальные (пороговые) значения ROM, градусы  
Criteria (threshold) ROM values, degrees

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

что при движениях человека ПДС считается нестабильным, если относительные перемещения позвонков одного ПДС превышают 3 мм [38]. При рассмотрении нескольких вариантов хирургического лечения наиболее успешным считается тот, при котором смещения внутри сегмента минимальны по сравнению с другими вариантами [39–41].

Прочность системы «кость-имплантат» в целом и ее отдельных элементов определяется механическими напряжениями (например, эквивалентными напряжениями, интенсивностью напряжений), 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 [42–44] с некоторым коэффициентом запаса прочности. Другими словами, напряжения в имплантатах не должны превышать допустимые напряжения (табл. 3). Допускаемые напряжения для металлов могут быть рассчитаны в соответствии с ГОСТ [45]. 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. 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.

Таблица 3 / Table 3

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

Материал	Предел прочности, МПа
Медицинская (хирургическая) нержавеющая сталь (316LS/316LVM) [46]	до 1241 (предел текучести до 945)
Титановый сплав Ti6Al4V ELI Titanium Alloy [47]	до 970 (предел текучести до 790)
Кортикальная костная ткань [48]	до 161
Губчатая костная ткань [49–51]	до 15



### 3. Клинические критерии оценки успешности лечения

Оценка успешности (или эффективности) хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК в долгосрочном периоде (более 12 месяцев после операции) большинством исследователей осуществляется при помощи различных опросников качества жизни пациентов [52]. В соответствии с рекомендациями Всемирной организации здравоохранения, опросник качества жизни должен отвечать ряду требований [53]:

- тест должен иметь разделы по оценке пяти основных сфер (физическое здоровье, психическое здоровье, уровень независимости в повседневной жизнедеятельности, социальные отношения, обеспечение);
- акцент должен быть сделан на субъективном восприятии пациентом своего здоровья;
- не включаются результаты объективных исследований; заполняется пациентом самостоятельно.

Опросники предназначены для измерения субъективных данных пациентов для получения на их основе объективных данных.

Анализ литературы также позволил выявить наиболее часто применяемые шкалы оценки качества жизни пациента [54–65]:

- для хирургии позвоночника:
  - визуальные аналоговые шкалы боли (ВАШ);
  - анкета оценки качества жизни Освестри (ODI);
  - опросник качества жизни SF-36;
  - субъективная оценочная шкала Макнаб (MacNab);
- для хирургии тазобедренного сустава:
  - визуальные аналоговые шкалы боли;
  - международная система оценки функционального состояния тазобедренного сустава W. H. Harris;
  - специфический индекс пациента;
  - опросник качества жизни SF-36;
  - шкала S. A. Majeed;
  - шкала WOMAC.

Среди них опросник Освестри (Oswestry Disability Index, ODI) считается сегодня «золотым стандартом» [66] оценки функциональных результатов операций на нижней части спины («low back pain»). Но говорить о том, что один опросник лучше другого, не приходится, можно лишь констатировать, что одни шкалы и опросники используются чаще других.

В медицинской литературе по сей день идут дебаты о том, как качественно охарактеризовать успешный или неуспешный исход лечения. В [67] успешным исходом, со слов пациентов, авторы считают такие понятия, как «полностью выздоровел» или «чувствую себя значительно лучше». В то же время существует понятие «минимальная клинически значимая разница», введенная в 1989 г. [68] и используемая в оценке результатов хирургического лечения заболеваний позвоночника и в 2000-х гг. [69]. Для обеспечения прогнозирования и/или оценки качества лечения в долгосрочном периоде необходимо качественные оценки исходов лечения сопоставить с их количественными интерпретациями.

Современные авторы утверждают, что именно успешность операций на позвоночнике может быть проведена на основе до- и послеоперационной оценки индекса ODI.



Выявлено критическое (пороговое) изменение индекса ODI — 20 баллов, которое можно считать показателем существенного улучшения качества жизни [67], но по другим данным [3], эта величина составляет от 13 до 28 баллов.

Таким образом, собирая данные опросников до и после операций, можно обеспечить прогнозирование отдаленных результатов лечения заболеваний и повреждений ПТК для конкретного пациента. Для проведения прогнозирования необходимо иметь достаточное количество репрезентативных данных:

- о случаях хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК, включая описание симптомов, геометрических параметров и антропометрических характеристик пациента;
- о типе проведенных операций;
- результаты опросов о качестве жизни пациентов до и после операции.

Статистический анализ накопленных данных позволит выявить факторы, которые определяют исходы хирургического лечения заболеваний и повреждений ПТК. На основе статистических данных опросов о качестве жизни пациентов до и после лечения можно сформулировать прогноз послеоперационного периода, который наряду с геометрическим планированием и биомеханическим моделированием ляжет в основу предоперационного планирования и обеспечит качественное и эффективное лечение.

#### **4. Апробация критериев оценки успешности хирургического лечения на примере выбора варианта лечения повреждения ПТК конкретного пациента**

В данном разделе будет показано применение геометрических и биомеханических критериев оценки успешности лечения при выборе (предоперационном планировании) успешного варианта хирургического реконструктивного лечения пациента с дегенеративно-дистрофическим заболеванием позвоночника. Следует отметить, что применение клинических критериев в данном примере продемонстрировано не будет, так как на данный момент не накоплена информация об аналогичных случаях, вариантах лечения и до- и послеоперационных опросах прооперированных пациентов.

Далее приведем результаты предоперационного планирования, выполненного для пациента А., 1950 года рождения, мужского пола, с диагнозом спондилолистез L4 позвонка.

Лечащим врачом запланированы следующие варианты хирургического лечения:

- а) транспедикулярная фиксация позвоночника на уровне L4–L5 позвонков без коррективы лордоза;
- б) транспедикулярная фиксация позвоночника на уровне L4–L5 позвонков с коррективкой лордоза.

На основе данных компьютерной томографии и функциональной рентгенограммы построены 3D модели [70] исследуемого сегмента позвоночника — L1–Sacrum. Для данной модели определены основные параметры СБ (табл. 4). Далее проведена процедура геометрического планирования хирургического лечения в соответствии с рекомендованными лечащим врачом вариантами хирургического лечения [71]. В результате получены модели:

- сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка без коррективы лордоза с транспедикулярной фиксацией на уровне L4–L5 позвонков (рис. 3, а);
- сегмента позвоночника L1–Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка с коррективкой лордоза с транспедикулярной фиксацией на уровне L4–L5 позвонков (рис. 3, б).



Таблица 4 / Table 4

Значения геометрических параметров, градусы  
Values of geometric parameters, degrees

Параметры	3D модель сегмента позвоночника L1 – Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка до геометрического планирования хирургического лечения	3D модель сегмента позвоночника L1 – Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка после геометрического планирования хирургического лечения без корректировки лордоза	3D модель сегмента позвоночника L1 – Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка после геометрического планирования хирургического лечения с корректировкой лордоза
PI	67	67	56
PT	8	8	11
SS	59	59	45
GLL	71	71	52
Lordosis L4–S1	22	22	25

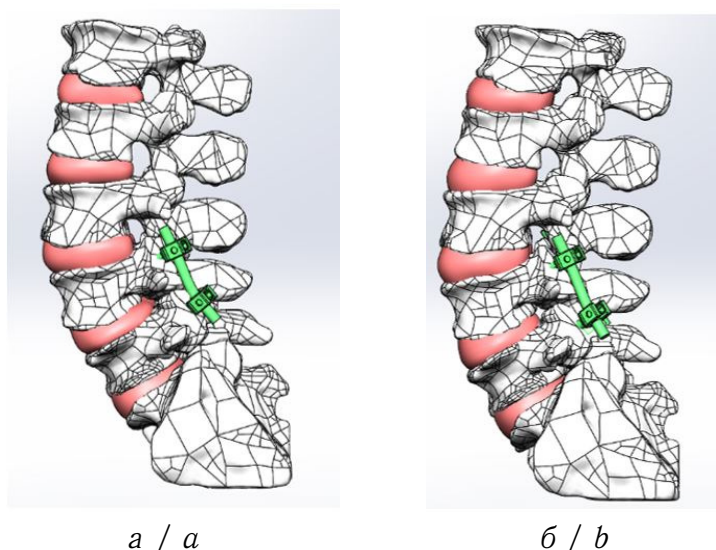


Рис. 3. 3D модели сегмента позвоночника L1 – Sacrum со спондилолистезом L4 позвонка: *а* — без корректировки лордоза с транспедикулярной фиксацией позвоночника на уровне L4–L5 позвонков; *б* — с корректировкой лордоза с транспедикулярной фиксацией позвоночника на уровне L4–L5 позвонков сегмента позвоночника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

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

Корректировка лордоза, которую можно наблюдать на рисунке 3, *б* в сравнении с рисунком 3, *а*, позволила добиться оптимальных параметров СБ, что отражено в табл. 4.



На основе результатов выполненного геометрического планирования осуществлено биомеханическое моделирование каждого из запланированных вариантов лечения.

Моделировались различные виды физиологических (стационарных) нагрузок на исследуемый сегмент позвоночника: сгибание, разгибание, боковые наклоны вправо/влево, осевое вращение, статическая нагрузка (собственный вес пациента) [71]. Для этого исследуемый сегмент позвоночника нагружали следящей нагрузкой 600Н, изгибающими моментами 7.5 Н·м и крутящим моментом 7.5 Н·м. Следящая нагрузка моделировалась путем прикладывания вектора силы 100Н по нормали к верхней замыкательной пластине каждого здорового позвонка в каудальном направлении, т. е. в направлении нижней замыкательной пластины [42].

С точки зрения механики для каждой модели численно с помощью метода конечных элементов решалась статическая задача теории упругости, постановка которой подробно описана в работе [72]. Биомеханическое моделирование позволило оценить поля эквивалентных напряжений, а также ROM (рис. 4–6), максимальные значения которых для каждого запланированного варианта хирургического лечения представлены в табл. 5–6.

Рисунки 4 и 5 демонстрируют типичные поля эквивалентных напряжений в имплантатах и костных тканях позвонков. Следует отметить, что в модели без корректировки лордоза эквивалентные напряжения в имплантатах и позвонках всегда были выше аналогичных значений в модели с корректировкой лордоза.

Анализ эквивалентных напряжений в имплантатах проводится для определения их наибольших значений и сравнения с пределом прочности (с коэффициентом запаса прочности, равным 3) [45]. Металлофиксаторы изготовлены из титанового сплава, предел прочности которого составляет 970 МПа. Таким образом, допустимое напряжение составляет не более 323 МПа. Анализ значений эквивалентных напряжений из табл. 5 показывает, что модель без корректировки лордоза не удовлетворяет критерию прочности. В то же время модель с корректировкой лордоза этому критерию удовлетворяет при всех рассмотренных нагрузках.

Таблица 5 / Table 5

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

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

Таблица 6 / Table 6

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

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



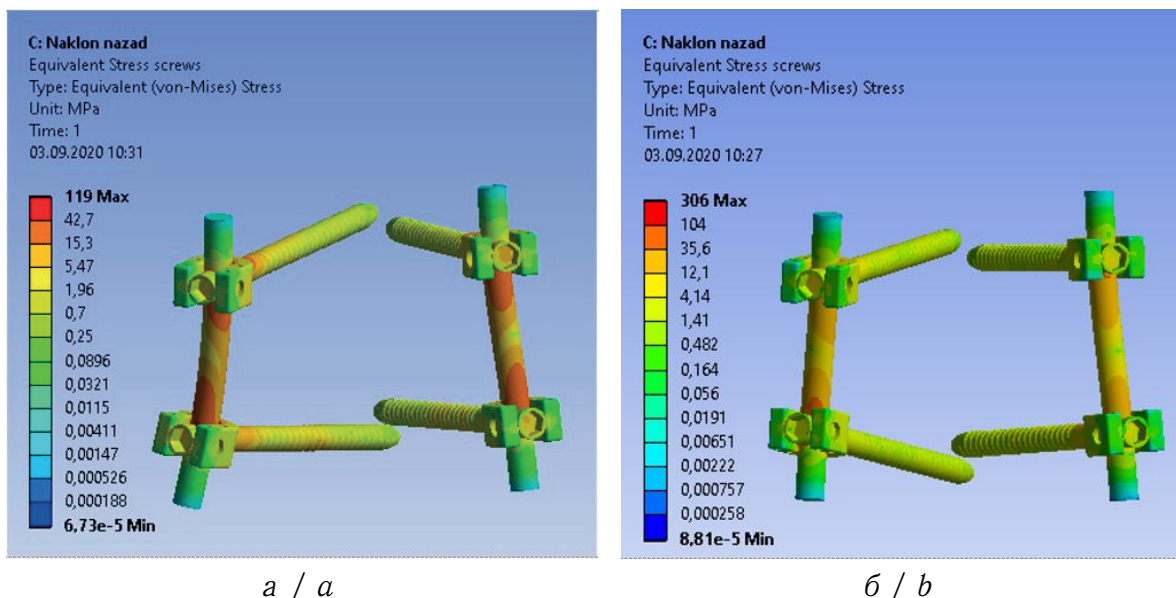


Рис. 4. Поля эквивалентных напряжений для транспедикулярной фиксации в случае наклона назад: *a* — с коррективкой лордоза, *б* — без коррективки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 4. Equivalent stresses in transpedicular fixation in the case of back bending: *a* — with lordosis correction, *b* — without lordosis correction (color online)

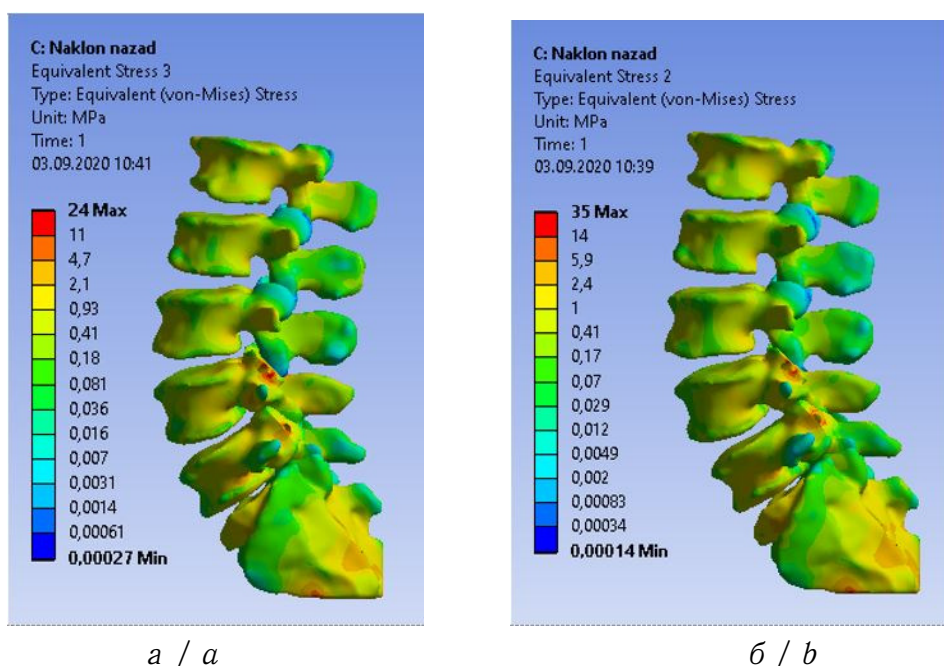
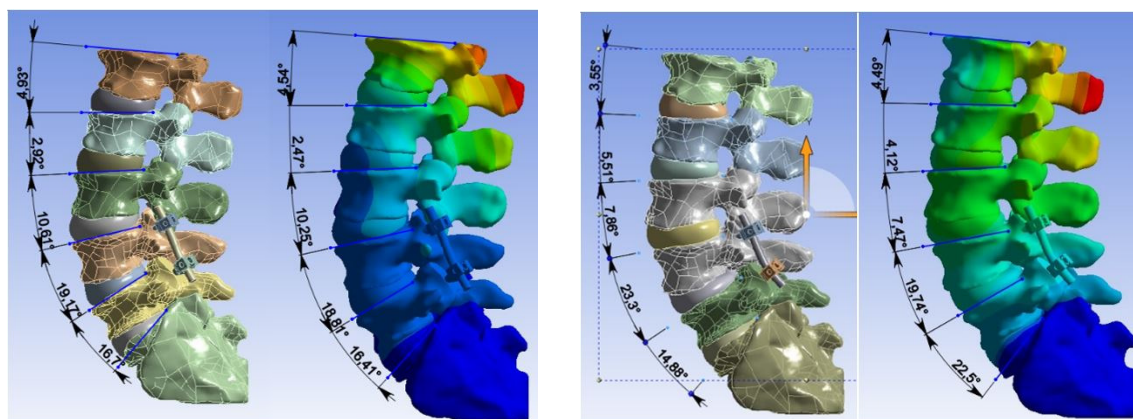


Рис. 5. Поля напряжений для костных тканей в случае наклона назад: *a* — с коррективкой лордоза, *б* — без коррективки лордоза (цвет онлайн)

Fig. 5. Equivalent stresses in bone tissue in the case of backward tilt: *a* — with lordosis correction, *b* — without lordosis correction (color online)



*a / a*

*б / б*

Рис. 6. Распределение значений амплитуды движения для двух моделей в случае статической нагрузки: *a* — с коррективкой лордоза, *б* — без коррективки лордоза (цвет онлайн)  
 Fig. 6. ROM distribution for two models in the case of static loading: *a* — with lordosis correction, *b* — without lordosis correction (color online)

Максимальные значения эквивалентных напряжений в костных тканях позвонков для обоих вариантов лечения не превышают критические значения [48] (с коэффициентом запаса 1.5), которые могут привести к разрушению материала. Следует отметить, что коррективка лордоза и достижение оптимальных параметров баланса позволили добиться более низких эквивалентных напряжений в имплантатах и костных тканях при всех рассмотренных вариантах нагружения.

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. 6, 7). Данный вывод справедлив для всех рассмотренных в данной работе нагрузок. Таким образом, можно сделать вывод, 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.

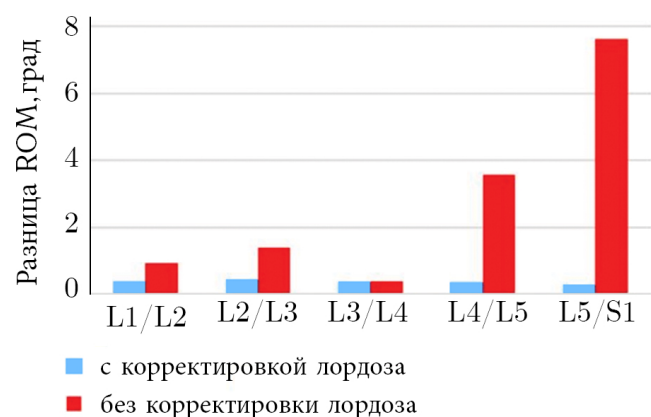


Рис. 7. Диаграмма разницы распределения значений амплитуды движения для двух моделей в случае статической нагрузки

Fig. 7. Diagram of the differences in ROM distribution for two models in the case of static loading

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



## 5. Обсуждение и выводы

Разработаны и поделены на три группы критерии оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК: геометрические, биомеханические и клинические (табл. 7).

Таблица 7 / Table 7

Критерии оценки успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК  
Criteria for assessing the success of surgical reconstructive treatment of diseases and injuries of the spino-pelvic complex

Геометрические	Биомеханические	Клинические
Значения основных параметров СБ удовлетворяют формулам (1) с допуском $\pm 7^\circ$ Параметр SVA < 5 см При эндопротезировании ТБС соблюдены критерии успешности из табл. 1	Относительные перемещения зафиксированных элементов ПТК: меньше — лучше (не более 3 мм внутри одного ПДС) Эквивалентные напряжения, интенсивность напряжения: меньше — лучше (не больше допустимых напряжений) Показатель ROM удовлетворяет критериям табл. 2	Разность до- и послеоперационных баллов по опросникам (ВАШ, ODI, SF-36, Macqнаb и др.) Например, до- и послеоперационных баллов ODI — не менее 20 баллов

Геометрические критерии позволяют на дооперационном этапе оценить степень деформации патологического сегмента ПТК, спрогнозировать уровень и степень необходимой хирургической коррекции. Биомеханические критерии способны оценить стабильность планируемых к установке имплантатов, прочностные характеристики системы «кость-имплантат в целом и ее компонентов. Иными словами, геометрические и биомеханические критерии позволяют сделать послеоперационный прогноз в ближайшей перспективе. Применение клинических критериев успешности направлено на обоснование или выбор успешного варианта лечения среди нескольких и на формулировку послеоперационного прогноза в отдаленном периоде после лечения.

Следует отметить, что критерии оценки успешности не предлагают хирургу какой-то новый вариант лечения, а только позволяют выполнить количественное сравнение рассматриваемых им вариантов (или же оценить один вариант) лечения и выбрать среди них успешный.

Критерии оценки успешности лечения внедрены в разработанную в Саратовском университете систему предоперационного планирования Smart Plan Ortho [73], которая обеспечивает полный цикл предоперационного планирования в соответствии с методологией «планирование – моделирование – прогноз». Геометрические критерии оценки успешности также использованы при разработке мобильного приложения «СпиноМетр» для измерения актуальных и расчета оптимальных значений параметров СБ ПТК. Апробация «СпиноМетра» [18] показала его межэкспертную надежность и высокую эффективность в сравнении с зарубежными аналогами. Апробация геометрических и биомеханических критериев оценки успешности неоднократно выполнялась при выборе и обосновании вариантов хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК [42, 72–74].

Отдельно стоит поднять вопрос о том, какие формулы следует использовать при расчете индивидуальных оптимальных параметров СБ. В данной работе приведены формулы (1), выбранные из литературных источников. В ряде источников [19–21, 23]



были найдены не только выведенные авторами формулы (регрессионные зависимости), но также и исходные данные, которые легли в разработку этих формул. Очевидно, что каждый исследователь получал эти зависимости на довольно ограниченных выборках, что может сужать область их применения. Поэтому запланировано исследование, направленное на обобщение приведенных в данной работе и других аналогичных зависимостей и вывод новых оригинальных формул, связывающих основные параметры СБ.

Система предоперационного планирования Smart Plan Ortho может быть использована в медицинских организациях совместно с центрами поддержки принятия врачебных решений. Для этого разработаны два режима использования Smart Plan Ortho медицинскими специалистами [73]: персональная виртуальная операционная (ПВО) и региональный центр (РЦ). В режиме ПВО врач самостоятельно планирует лечение «стандартных» клинических случаев и использует настольный компьютер в клинике, что позволяет решать задачу предоперационного планирования в упрощенной постановке. В режиме ПВО используется базовая версия программного обеспечения Smart Plan Ortho, в режиме РЦ — расширенная версия. РЦ подразумевает использование мощных вычислительных компьютеров и позволяет решать задачу биомеханики в наиболее полной постановке. В этой связи предполагается привлечение инженеров-биомехаников для выполнения предоперационного биомеханического моделирования в рамках режима РЦ. В то же время методика биомеханического моделирования является единой для обоих режимов работы Smart Plan Ortho.

Критерии оценки успешности лечения могут применяться специалистами разных областей с использованием системы Smart Plan Ortho: хирургами (травматологами и ортопедами) при предоперационном планировании в режиме ПВО, а также инженерами при обеспечении экспертной поддержки предоперационного планирования в режиме РЦ.

Следует отметить, что автор данной работы не претендует на разработку новых геометрических параметров ПТК и СБ, а также параметров до- и послеоперационной оценки качества жизни пациентов, применяемых клиницистами и исследователями для оценки успешности вариантов лечения. В работе проведена категоризация и апробация нескольких групп критериев оценки успешности в системе, что позволяет количественно оценивать варианты лечения и выбирать успешный для конкретного пациента. В то же время представленный набор биомеханических критериев оценки успешности приведен и апробирован впервые.

Совокупность разработанных критериев может быть дополнена другими количественными характеристиками. В данной статье предложен ограниченный список критериев, обоснованных в литературных источниках. Также показано их применение на конкретном примере при выборе варианта лечения пациента с дегенеративно-дистрофическим повреждением позвоночника.

В качестве ограничений применения геометрических критериев успешности нужно отметить следующее. Известно, что при сочетанной патологии, называемой коксо-вертебральным синдромом и выражающейся в дегенеративно-дистрофическом заболевании и ТБС, и пояснично-крестцового отдела позвоночника одновременно не всегда целесообразно достигать оптимальных анатомических параметров ТБС и/или позвоночника. Например, показано [75], что длительность, выраженность и характер тазовых нарушений определяют целесообразность коррекции техники операции эндопротезирования. В некоторых случаях может быть показано сохранение укорочения или удлинения нижней конечности, а также изменение офсета относительно его





значения у здоровой конечности. В таких случаях с точки зрения применения геометрических критериев успешности операция будет считаться неуспешной, но более правильной и выгодной для пациента.

Приведенные ограничения применения геометрических критериев успешности подтверждают, что для обеспечения качественного предоперационного планирования необходимо применение всех трех групп критериев оценки успешности лечения.

### Список литературы

1. Руководство по хирургии тазобедренного сустава : в 2 т. / под ред. Р. М. Тихилова, И. И. Шубнякова. Санкт-Петербург : РНИИТО им. Р. Р. Вредена, 2015. Т. 2. 356 с.
2. Толковый словарь Ожегова онлайн. URL: <https://slovarozhegova.ru/> (дата обращения: 04.08.2021).
3. *Werner D. A. T., Grotle M., Gulati S., Austevoll I. M., Madsbu M. A., Lønne G., Solberg T. K.* Can a Successful Outcome After Surgery for Lumbar Disc Herniation Be Defined by the Oswestry Disability Index Raw Score? // *Global Spine Journal*. 2020. Vol. 10, iss 1. P. 47–54. <https://doi.org/10.1177/2192568219851480>
4. *Mjåset C., Zwart J. A., Goedmakers C. M. W., Smith T. R., Solberg T. K., Grotle M.* Criteria for success after surgery for cervical radiculopathy—estimates for a substantial amount of improvement in core outcome measures // *The Spine Journal*. 2020. Vol. 20, iss 9. P. 1413–1421. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.05.549>
5. *Alhaug O. K., Dolatowski F. C., Solberg T. K., Lønne G.* Criteria for failure and worsening after surgery for lumbar spinal stenosis: A prospective national spine registry observational study // *The Spine Journal*. 2021. Vol. 21, iss. 9. P. 1489–1496. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.04.008>
6. *Duval-Beaupère G., Schmidt C., Cosson P.* A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position // *Annals of Biomedical Engineering*. 1992. Vol. 20, iss. 4. P. 451–462. <https://doi.org/10.1007/BF02368136>
7. *Le Huec J. C., Hasegawa K.* Normative values for the spine shape parameters using 3D standing analysis from a database of 268 asymptomatic Caucasian and Japanese subjects // *European Spine Journal*. 2016. Vol. 25, iss. 11. P. 3630–3637. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4485-5>
8. *Schwab F., Lafage V., Patel A., Farcy J.-P.* Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient // *Spine*. 2009. Vol. 34, iss. 17. P. 1828–1833. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3181a13c08>
9. Крутько А. В. Сагиттальный баланс. Гармония в формулах. Справочная информация для практических расчетов. Новосибирск : АНО «Клиника НИИТО», 2016. 67 с.
10. Тихилов Р. М., Николаев Н. С., Шубняков И. И., Мясоедов А. А., Бояров А. А., Ефимов А. В., Сяндюков А. Р. Особенности эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с ризомелической формой болезни Бехтерева (клиническое наблюдение) // *Травматология и ортопедия России*. 2016. Т. 22, № 2. С. 70–79. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2016-0-2-70-79>
11. Макиров С. К., Юз А. А., Джахаф М. Т. Методика оценки параметров сагиттального позвоночно-тазового баланса // *Хирургия позвоночника*. 2015. Т. 12, № 3. С. 55–63. <https://doi.org/10.14531/ss2015.3.55-63>
12. Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Теремшонок А. В., Коростелев К. Е., Нагорный Е. Б., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю. Биомеханические предпосылки формирования проксимального переходного кифоза после транспедикулярной фиксации поясничного отдела позвоночника // *Российский журнал биомеханики*. 2017. Т. 21, № 3. С. 313–323. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2017.3.07>





13. Kim Y. J., Lenke L. G., Bridwell K. H., Kim J., Cho S. K., Cheh G., Yoon J. Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis after 3 different types of posterior segmental spinal instrumentation and fusions: Incidence and risk factor analysis of 410 cases // *Spine*. 2007. Vol. 32, iss. 24. P. 2731–2738. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815a7ead>
14. Le Huec J. C., Charosky S., Barrey C., Rigal J., Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: Algorithm of decision for appropriate treatment // *European Spine Journal*. 2011. Vol. 20, suppl. 5. P. 699–703. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1938-8>
15. Johnson R. D., Valore A., Villaminar A., Comisso M., Balsano M. Sagittal balance and pelvic parameters — a paradigm shift in spinal surgery // *Journal of Clinical Neuroscience*. 2013. Vol. 20, iss. 2. P. 191–196. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2012.05.023>
16. Котельников А. О., Рябых С. О., Бурцев А. В. “Hip-spine” синдром — взгляд на проблему с точки зрения биомеханики // *Гений ортопедии*. 2019. Т. 25, № 4. С. 541–549. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2019-25-4-541-549>
17. Бурцев А. В., Рябых С. О., Котельников А. О., Губин А. В. Клинические аспекты сагиттального баланса у взрослых // *Гений ортопедии*. 2017. Т. 23, № 2. С. 228–235. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2017-23-2-228-235>
18. Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Лихачев С. В., Полиенко А. В., Харламов А. В., Шульга А. Е. Сравнительный анализ мобильного приложения для измерения параметров сагиттального баланса «СпиноМетр» с системой Surgimar: апробация межэкспертной надежности // *Гений ортопедии*. 2021. Т. 27, № 1. С. 74–79. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-1-74-79>
19. 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>
20. Legaye J., Duval-Beaupère 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.
21. Vialle R., Levassor N., Rillardon L., Templier A., Skalli W., Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects // *Journal of Bone & Joint Surgery*. 2005. Vol. 87, iss. 2. P. 260–267. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>
22. Hyun S.-J., Han S., Kim Y. B., Kim Y. J., Kang G.-B., Cheong J.-Y. Predictive formula of ideal lumbar lordosis and lower lumbar lordosis determined by individual pelvic incidence in asymptomatic elderly population // *European Spine Journal*. 2019. Vol. 28, iss. 9. P. 1906–1913. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-05955-w>
23. Sullivan T. B., Marino N., Reighard F. G., Newton P. O. Relationship between lumbar lordosis and pelvic incidence in the adolescent patient: Normal cohort analysis and literature comparison // *Spine Deformity*. 2018. Vol. 6, iss. 5. P. 529–536. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2018.02.002>
24. Manoharan S. R., Joshi D., Owen M., Theiss S. M., Deinlein D. Relationship of Cervical Sagittal Vertical Alignment After Sagittal Balance Correction in Adult Spinal Deformity: A Retrospective Radiographic Study // *International Journal of Spine Surgery*. 2018. Vol. 12, № 2. P. 269–275. <https://doi.org/10.14444/5033>
25. Yeh K.-T., Lee R.-P., Chen I.-H., Yu T.-C., Liu K.-L., Peng C.-H., Wang J.-H., Wu W.-T. Correlation of Functional Outcomes and Sagittal Alignment After Long Instrumented Fusion for Degenerative Thoracolumbar Spinal Disease // *Spine*. 2018. Vol. 43, iss. 19. P. 1355–1362. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002471>
26. Than K. D., Park P., Fu K.-M., Nguyen S., Wang M. Y., Chou D., Nunley P. D., Anand N., Fessler R. G., Shaffrey C. I., Bess S., Akbarnia B. A., Deviren V., Uribe J. S., La Marca F., Kanter A. S., Okonkwo D. O., Mundis G. M., Mummaneni P. V. Clinical and radiographic parameters associated with best versus worst clinical outcomes in minimally



- invasive spinal deformity surgery // Journal of Neurosurgery. 2016. Vol. 25, iss. 1. P. 21–25. <https://doi.org/10.3171/2015.12.SPINE15999>
27. Kao F.-C., Huang Y.-J., Chiu P.-Y., Hsieh M.-K., Tsai T.-T. Factors Predicting the Surgical Risk of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures // Journal of Clinical Medicine. 2019. Vol. 8, № 4. P. 501. <https://doi.org/10.3390/jcm8040501>
  28. Корнилов Н. В., Войтович А. В., Машков В. М., Эйштейн Г. Г. Хирургическое лечение дегенеративно-дистрофических поражений тазобедренного сустава. Санкт-Петербург : ЛИТО Синтез, 1997. 292 с.
  29. Tian J.-L., Sun L., Hu R. Y., Han W., Tian X.-B. Correlation of Cup Inclination Angle with Liner Wear for Metal-on-polyethylene in Hip Primary Arthroplasty // Orthopaedic Surgery. 2017. Vol. 9, iss. 2. P. 186–190. <https://doi.org/doi:10.1111/os.12337>
  30. Más Y., Gracia L., Ibarz E., Gabarre S., Peña D., Herrera A. Finite element simulation and clinical follow-up of lumbar spine biomechanics with dynamic fixations // PLoS ONE. 2017. Vol. 12, № 11. e0188328. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188328>
  31. Chun K., Yang I., Kim N., Cho D. Effect of Device Rigidity and Physiological Loading on Spinal Kinematics after Dynamic Stabilization: An In-Vitro Biomechanical Study // Journal of Korean Neurosurgical Society. 2015. Vol. 58, № 5. P. 412–418. <https://doi.org/10.3340/jkns.2015.58.5.412>
  32. Clair S. St., Tan J. S., Lieberman I. Oblique lumbar interbody fixation: A biomechanical study in human spines // Journal of Spinal Disorders and Techniques. 2012. Vol. 25, iss. 4. P. 183–189. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e318211fc6b>
  33. Niosi C. A., Zhu Q. A., Wilson D. C., Keynan O., Wilson D. R., Oxland T. R. Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: An in vitro study // European Spine Journal. 2006. Vol. 15, iss. 6. P. 913–922. <https://doi.org/10.1007/s00586-005-0948-9>
  34. White III A. A., Panjabi M. M. Clinical Biomechanics of the Spine : 2nd ed. New York : J. B. LIPPINCOTT Company, 1990. 722 p.
  35. 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 and Joint Surgery. American volume. 1957. Vol. 39-A, iss. 5. P. 1135–1164.
  36. Inoue N., Espinoza Orías A. A. Biomechanics of intervertebral disk degeneration // Orthopedic Clinics of North America. 2011. Vol. 42, iss. 4. P. 487–499. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2011.07.001>
  37. 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>
  38. Байков Е. С., Байкалов А. А. Связь биомеханических и биохимических параметров позвоночно-двигательных сегментов с рецидивом грыж поясничных межпозвонковых дисков // Хирургия позвоночника. 2017. Т. 14, № 4. С. 61–68. <https://doi.org/10.14531/ss2017.4.61-68>
  39. Natarajan R. N., Watanabe K., Hasegawa K. Biomechanical analysis of a long-segment fusion in a lumbar spine — a finite element model study // Journal of Biomechanical Engineering. 2018. Vol. 140, iss. 9. P. 1–7. <https://doi.org/10.1115/1.4039989>
  40. Shin J. K., Lim B. Y., Goh T. S., Son S. M., Kim H.-S., Lee J. S., Lee C.-S. Effect of the screw type (S2-alar-iliac and iliac), screw length, and screw head angle on the risk of screw and adjacent bone failures after a spinopelvic fixation technique: A finite element analysis // PLoS ONE. 2018. Vol. 13, № 8. P. 296–301. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201801>
  41. Duan Y., Wang H. H., Jin A. M., Zhang L., Min S. X., Liu C. L., Qiu S. J., Shu X. Q. Finite element analysis of posterior cervical fixation // Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2015. Vol. 101, iss. 1. P. 23–29. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.11.007>



42. Кудяшев А. Л., Хоминец В. В., Теремшонок А. В., Нагорный Е. Б., Стадниченко С. Ю., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Ковтун А. Л. Биомеханическое моделирование при хирургическом лечении пациента с истинным спондилолистезом поясничного позвонка // Хирургия позвоночника. 2018. Т. 15, № 4. С. 87–94. <https://doi.org/10.14531/2018.4.87-94>
43. La Barbera L., Galbusera F., Villa T., Costa F., Wilke H.-J. ASTM F1717 standard for the preclinical evaluation of posterior spinal fixators: Can we improve it? // Journal of Engineering in Medicine. 2014. Vol. 228, iss. 10. P. 1014–1026. <https://doi.org/10.1177/0954411914554244>
44. Su Y.-S., Ren D., Wang P.-C. Comparison of biomechanical properties of single- and two-segment fusion for denis type B spinal fractures // Orthopaedic Surgery. 2013. Vol. 5, iss. 4. P. 266–273. <https://doi.org/10.1111/os.12068>
45. ГОСТ Р 52857.1-2007 Сосуды и аппараты. Нормы и методы расчета на прочность. Общие требования. Москва : Стандартинформ, 2008. 26 с.
46. 316LS/316LVM Surgical Stainless Steel Bar — ASTM F138. URL: <https://www.upmet.com/products/stainless-steel/316ls1vm> (дата обращения: 17.08.2018).
47. Ti6Al4V ELI Titanium Alloy. URL: <https://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf> (дата обращения: 17.08.2018).
48. Havaladar 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. P. 101. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
49. Карлов А. В., Шахов В. П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск : STT, 2001. 477 с.
50. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement // Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1999. Vol. 57, iss. 6. P. 700–706. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(99\)90437-8](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(99)90437-8)
51. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function // Journal of Biomechanics. 1987. Vol. 20, iss. 11. P. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
52. Гуца А. О., Юсупова 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>
53. Бывальцев В. А., Белых Е. Г., Алексеева Н. В., Сороковиков В. А. Применение шкал и анкет в обследовании пациентов с дегенеративным поражением поясничного отдела позвоночника : методические рекомендации. Иркутск : ФГБУ «НЦРВХ» СО РАМН, 2013. 32 с.
54. Cao P., Hao W., Zhang L., Zhang Q., Liu X., Li M. Safety and Efficacy Studies of Vertebroplasty with Dual Injections for the Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: Preliminary Report // Academic Radiology. 2020. Vol. 27, iss. 8. P. e224–e231. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2019.09.023>
55. Cook C. E., Learman K. E., O'Halloran B. J., Showalter C. R., Kabbaz V. J., Goode A. P., Wright A. A. Which Prognostic Factors for Low Back Pain Are Generic Predictors of Outcome Across a Range of Recovery Domains? // PTJ: Physical Therapy & Rehabilitation Journal. 2013. Vol. 93, iss. 1. P. 32–40. <https://doi.org/10.2522/ptj.20120216>
56. Cheng L., Cai H., Yu Y., Li W., Li Q., Liu Z. Modified Full-Endoscopic Interlaminar Discectomy via an Inferior Endplate Approach for Lumbar Disc Herniation: Retrospective 3-Year Results from 321 Patients // World Neurosurgery. 2020. Vol. 141. P. e537–e544. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.05.234>
57. Marouby S., Coulomb R., Maury E., Assi C., Mares O., Kouyoumdjian P. Prospective Evaluation of Spino-Pelvic Parameters with Clinical Correlation in Patients Operated with



- an Anterior Lumbar Interbody Fusion // *Asian Spine Journal*. 2020. Vol. 14, № 1. P. 88–96. <https://doi.org/10.31616/asj.2019.0041>
58. *Staatjes V. E., Vergroesen P. A., Zeilstra D. J., Schröder M. L.* Identifying subsets of patients with single-level degenerative disc disease for lumbar fusion: The value of prognostic tests in surgical decision making // *The Spine Journal*. 2018. Vol. 18, iss. 4. P. 558–566. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.08.242>
59. *Vieli M., Staatjes V. E., Eversdijk H. A. J., De Wispelaere M. P., Oosterhuis J. W. A., Schröder M. L.* Safety and Efficacy of Anterior Lumbar Interbody Fusion for Discogenic Chronic Low Back Pain in a Short-stay Setting: Data From a Prospective Registry // *Cureus*. 2019. Vol. 11, № 8. e5332. <https://doi.org/10.7759/cureus.5332>
60. *Ertzgaard P., Nene A., Kiekens C., Burns A. S.* A review and evaluation of patient-reported outcome measures for spasticity in persons with spinal cord damage: Recommendations from the Ability Network — an international initiative // *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2020. Vol. 43, iss. 6. P. 813–823. <https://doi.org/10.1080/10790268.2019.1575533>
61. *Амирджанова В. Н., Горячев Д. В., Коршунов Н. И., Ребров А. П., Сороцкая В. Н.* Популяционные показатели качества жизни по опроснику SF-36 (результаты многоцентрового исследования качества жизни «МИРАЖ») // *Научно-практическая ревматология*. 2008. Т. 46, № 1. С. 36–48.
62. *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, № 1. P. 3–10. <https://doi.org/10.1038/s41393-019-0334-9>
63. *Колесников С. В., Дьячкова Г. В., Камшилов Б. В., Колесникова Э. С.* Оценка клинико-функционального статуса больных с имплантатом тазобедренного сустава // *Гений ортопедии*. 2019. Т. 25, № 1. С. 32–37. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2019-25-1-32-37>
64. *Wright J. G., Rudicel S., Feinstein A. R.* Ask patients what they want. Evaluation of individual complaints before total hip replacement // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1994. Vol. 76, № 2. P. 229–234.
65. *Дулаев А. К., Кажанов И. В., Преснов Р. А., Микитюк С. И.* Триангулярный остеосинтез переломов крестца при вертикально-нестабильных повреждениях таза // *Политравма*. 2018. № 2. С. 17–34.
66. *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>
67. *Solberg T., Johnsen L. G., Nygaard Ø. P., Grotle M.* Can we define success criteria for lumbar disc surgery? Estimates for a substantial amount of improvement in core outcome measures // *Acta Orthopaedica*. 2013. Vol. 84, iss. 2. P. 196–201. <https://doi.org/10.3109/17453674.2013.786634>
68. *Jaeschke R., Singer J., Guyatt G. H.* Measurement of health status: Ascertaining the minimal clinically important difference // *Controlled Clinical Trials*. 1989. Vol. 10, iss. 4. P. 407–415. [https://doi.org/10.1016/0197-2456\(89\)90005-6](https://doi.org/10.1016/0197-2456(89)90005-6)
69. *Copay A. G., Subach B. R., Glassman S. D., Polly D. W., Schuler T. C.* Understanding the minimum clinically important difference: A review of concepts and methods // *The Spine Journal*. 2007. Vol. 7, iss. 5. P. 541–546. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.01.008>
70. *Донник А. М., Иванов Д. В., Коссович Л. Ю., Левченко К. К., Киреев С. И., Морозов К. М., Островский Н. В., Зарецков В. В., Лихачев С. В.* Создание трехмерных твердотельных моделей позвоночника с транспедикулярной фиксацией с использованием специализированного программного обеспечения // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Математика. Механика. Информатика*. 2019. Т. 19, вып. 4. С. 424–438. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>
71. *Донник А. М., Иванов Д. В., Киреев С. И., Коссович Л. Ю., Островский Н. В., Норкин И. А., Левченко К. К., Лихачев С. В.* Извлечение клинически значимых данных из





- биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Математика. Механика. Информатика. 2019. Т. 19, вып. 4. С. 439–453. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>
72. Доль А. В., Доль Е. С., Иванов Д. В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // Российский журнал биомеханики. 2018. Т. 22, № 1. С. 31–44. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2018.1.00>
73. Бескровный А. С., Бессонов Л. В., Голядкина А. А., Доль А. В., Иванов Д. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Сидоренко Д. А. Разработка системы поддержки принятия врачебных решений в травматологии и ортопедии. Биомеханика как инструмент предоперационного планирования // Российский журнал биомеханики. 2021. Т. 25, № 2. С. 118–133. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2021.2.01>
74. Доль А. В., Иванов Д. В., Кажанов И. В., Кириллова И. В., Коссович Л. Ю., Микитюк С. И., Петров А. В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения односторонних переломов крестца // Российский журнал биомеханики. 2019. Т. 23, № 4. С. 537–548. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2019.4.04>
75. Денисов А. О., Шильников В. А., Барнс С. А. Коксо-verteбральный синдром и его значение при эндопротезировании тазобедренного сустава (обзор литературы) // Травматология и ортопедия России. 2012. Т. 18, вып. 1. С. 121–127. <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2012-0-1-144-149>

### References

1. R. M. Tikhilov, I. I. Shubnyakov, D. G. Pliev, eds. *Rukovodstvo po khirurgii tazobedrennogo sustava* [Guide to Hip Surgery: in 2 vols.]. Vol. 2. St. Petersburg, RNIITO im. R. R. Vredena, 2015. 356 p. (in Russian).
2. Dictionary of the Russian Language (Ozhegov) online. Available at: <https://slovarozhegova.ru/> (accessed 04 August 2021) (in Russian).
3. Werner D. A. T., Grotle M., Gulati S., Austevoll I. M., Madsbu M. A., Lønne G., Solberg T. K. Can a Successful Outcome After Surgery for Lumbar Disc Herniation Be Defined by the Oswestry Disability Index Raw Score? *Global Spine Journal*, 2020, vol. 10, iss. 1, pp. 47–54. <https://doi.org/10.1177/2192568219851480>
4. Mjåset C., Zwart J. A., Goedmakers C. M. W., Smith T. R., Solberg T. K., Grotle M. Criteria for success after surgery for cervical radiculopathy—estimates for a substantial amount of improvement in core outcome measures. *The Spine Journal*, 2020, vol. 20, iss. 9, pp. 1413–1421. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.05.549>
5. Alhaug O. K., Dolatowski F. C., Solberg T. K., Lønne G. Criteria for failure and worsening after surgery for lumbar spinal stenosis: A prospective national spine registry observational study. *The Spine Journal*, 2021, vol. 21, iss. 9, pp. 1489–1496. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.04.008>
6. Duval-Beaupère G., Schmidt C., Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position. *Annals of Biomedical Engineering*, 1992, vol. 20, iss. 4, pp. 451–462. <https://doi.org/10.1007/BF02368136>
7. Le Huec J. C., Hasegawa K. Normative values for the spine shape parameters using 3D standing analysis from a database of 268 asymptomatic Caucasian and Japanese subjects. *European Spine Journal*, 2016, vol. 25, iss. 11, pp. 3630–3637. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4485-5>
8. Schwab F., Lafage V., Patel A., Farcy J.-P. Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient. *Spine*, 2009, vol. 34, iss. 17, pp. 1828–1833. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3181a13c08>





9. Krutko A. V. *Sagittal'nyi balans. Garmoniya v formulakh. Spravochnaya informatsiya dlya prakticheskikh raschetov* [Sagittal Balance. Harmony in Formulas, Background Information for Practical Calculations]. Novosibirsk, ANO "Klinika NIITO", 2016. 67 p. (in Russian).
10. Tikhilov R. M., Nikolaev N. S., Shubnyakov I. I., Myasoedov A. A., Boyarov A. A., Efimov A. V., Syundyukov A. R. Difficulties of total hip replacement in patients with ankylosing spondylitis (case report). *Traumatology and Orthopedics of Russia*, 2016, vol. 22, no. 2, pp. 70–79 (in Russian). <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2016-0-2-70-79>
11. Makirov S. K., Yuz A. A., Jahaf M. T. Method of assessing the parameters of the sagittal spinal pelvic balance. *Hirurgiâ pozvonočnika (Spine Surgery)*, 2015, vol. 12, no. 3, pp. 55–63 (in Russian). <https://doi.org/10.14531/ss2015.3.55-63>
12. Kudyashev A. L., Hominets V. V., Teremshonok A. V., Korostelev K. E., Nagorny E. B., Dol A. V., Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu. Biomechanical background for the formation of proximal junctional kyphosis after the transpedicular fixation of the lumbarian spine. *Russian Journal of Biomechanics*, 2017, vol. 21, iss. 3, pp. 270–279. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2017.3.07>
13. Kim Y. J., Lenke L. G., Bridwell K. H., Kim J., Cho S. K., Cheh G., Yoon J. Proximal junctional kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis after 3 different types of posterior segmental spinal instrumentation and fusions: Incidence and risk factor analysis of 410 cases. *Spine*, 2007, vol. 32, iss. 24, pp. 2731–2738. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31815a7ead>
14. Le Huec J. C., Charosky S., Barrey C., Rigal J., Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: Algorithm of decision for appropriate treatment. *European Spine Journal*, 2011, vol. 20, suppl. 5, pp. 699–703. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1938-8>
15. Johnson R. D., Valore A., Villaminar A., Comisso M., Balsano M. Sagittal balance and pelvic parameters — a paradigm shift in spinal surgery. *Journal of Clinical Neuroscience*, 2013, vol. 20, iss. 2, pp. 191–196. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2012.05.023>
16. Kotelnikov A. O., Riabykh S. O., Burtsev A. V. Hip-spine syndrome: The problem from the biomechanical point of view. *Genij Ortopedii*, 2019, vol. 25, no. 4, pp. 541–549 (in Russian). <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2019-25-4-541-549>
17. Burtsev A. V., Ryabykh S. O., Kotelnikov A. O., Gubin A. V. Clinical issues of the sagittal balance in adults. *Genij Ortopedii*, 2017, vol. 23, no. 2, pp. 228–235 (in Russian). <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2017-23-2-228-235>
18. Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Likhachev S. V., Polienko A. V., Kharlamov A. V., Shulga A. E. Comparative analysis of the SpinoMeter mobile application and Surgimap system for measuring the sagittal balance parameters: Inter-observer reliability test. *Genij Ortopedii*, 2021, vol. 27, no. 1, pp. 74–79 (in Russian). <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-1-74-79>
19. 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>
20. Legaye J., Duval-Beaupère 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.
21. Vialle R., Levassor N., Rillardon L., Templier A., Skalli W., Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 2005, vol. 87, iss. 2, pp. 260–267. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02043>
22. Hyun S.-J., Han S., Kim Y. B., Kim Y. J., Kang G.-B., Cheong J.-Y. Predictive formula of ideal lumbar lordosis and lower lumbar lordosis determined by individual pelvic incidence in asymptomatic elderly population. *European Spine Journal*, 2019, vol. 28, iss. 9, pp. 1906–1913. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-05955-w>
23. Sullivan T. B., Marino N., Reighard F. G., Newton P. O. Relationship between lumbar lordosis and pelvic incidence in the adolescent patient: Normal cohort analysis and literature



- comparison. *Spine Deformity*, 2018, vol. 6, iss. 5, pp. 529–536. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2018.02.002>
24. Manoharan S. R., Joshi D., Owen M., Theiss S. M., Deinlein D. Relationship of Cervical Sagittal Vertical Alignment After Sagittal Balance Correction in Adult Spinal Deformity: A Retrospective Radiographic Study. *International Journal of Spine Surgery*, 2018, vol. 12, no. 2, pp. 269–275. <https://doi.org/10.14444/5033>
  25. Yeh K.-T., Lee R.-P., Chen I.-H., Yu T.-C., Liu K.-L., Peng C.-H., Wang J.-H., Wu W.-T. Correlation of Functional Outcomes and Sagittal Alignment After Long Instrumented Fusion for Degenerative Thoracolumbar Spinal Disease. *Spine*, 2018, vol. 43, iss. 19, pp. 1355–1362. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002471>
  26. Than K. D., Park P., Fu K.-M., Nguyen S., Wang M. Y., Chou D., Nunley P. D., Anand N., Fessler R. G., Shaffrey C. I., Bess S., Akbarnia B. A., Deviren V., Uribe J. S., La Marca F., Kanter A. S., Okonkwo D. O., Mundis G. M., Mummaneni P. V. Clinical and radiographic parameters associated with best versus worst clinical outcomes in minimally invasive spinal deformity surgery. *Journal of Neurosurgery*, 2016, vol. 25, iss. 1, pp. 21–25. <https://doi.org/10.3171/2015.12.SPINE15999>
  27. Kao F.-C., Huang Y.-J., Chiu P.-Y., Hsieh M.-K., Tsai T.-T. Factors predicting the surgical risk of osteoporotic vertebral compression fractures. *Journal of Clinical Medicine*, 2019, vol. 8, no. 4, pp. 501. <https://doi.org/10.3390/jcm8040501>
  28. Kornilov N. V., Voitovich A. V., Mashkov V. M., Einstein G. G. *Khirurgicheskoe lechenie degenerativno-distroficheskikh porazheniy tazobedrennogo sustava* [Surgical Treatment of Degenerative-Dystrophic Lesions of the Hip Joint]. St. Petersburg, LITO Sintez, 1997. 292 p. (in Russian).
  29. Tian J.-L., Sun L., Hu R.-Y., Han W., Tian X.-B. Correlation of Cup Inclination Angle with Liner Wear for Metal-on-polyethylene in Hip Primary Arthroplasty. *Orthopaedic Surgery*, 2017, vol. 9, iss. 2, pp. 186–190. <https://doi.org/doi:10.1111/os.12337>
  30. Más Y., Gracia L., Ibarz E., Gabarre S., Peña D., Herrera A. Finite element simulation and clinical follow-up of lumbar spine biomechanics with dynamic fixations. *PLoS ONE*, 2017, vol. 12, no. 11, e0188328. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188328>
  31. Chun K., Yang I., Kim N., Cho D. Effect of Device Rigidity and Physiological Loading on Spinal Kinematics after Dynamic Stabilization: An In-Vitro Biomechanical Study. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 2015, vol. 58, no. 5, pp. 412–418. <https://doi.org/10.3340/jkns.2015.58.5.412>
  32. Clair S. St., Tan J. S., Lieberman I. Oblique lumbar interbody fixation: A biomechanical study in human spines. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 2012, vol. 25, iss. 4, pp. 183–189. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e318211fc6b>
  33. Niosi C. A., Zhu Q. A., Wilson D. C., Keynan O., Wilson D. R., Oxland T. R. Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: An in vitro study. *European Spine Journal*, 2006, vol. 15, iss. 6, pp. 913–922. <https://doi.org/10.1007/s00586-005-0948-9>
  34. White III A. A., Panjabi M. M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. New York, J. B. LIPPINCOTT Company, 1990. 722 p.
  35. 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 and Joint Surgery. American volume*, 1957, vol. 39-A, iss. 5, pp. 1135–1164.
  36. Inoue N., Espinoza Orfías A. A. Biomechanics of intervertebral disk degeneration. *Orthopedic Clinics of North America*, 2011, vol. 42, iss. 4, pp. 487–499. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2011.07.001>
  37. 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>



38. Baikov E. S., Baikalov A. A. Relationship between biomechanical and biochemical parameters of spinal motion segments and recurrent lumbar disc herniation. *Hirurgiâ pozvonočnika (Spine Surgery)*, 2017, vol. 14, no. 4, pp. 61–68 (in Russian). <https://doi.org/10.14531/ss2017.4.61-68>
39. Natarajan R. N., Watanabe K., Hasegawa K. Biomechanical analysis of a long-segment fusion in a lumbar spine — a finite element model study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2018, vol. 140, iss. 9, pp. 1–7. <https://doi.org/10.1115/1.4039989>
40. Shin J. K., Lim B. Y., Goh T. S., Son S. M., Kim H.-S., Lee J. S., Lee C.-S. Effect of the screw type (S2-alar-iliac and iliac), screw length, and screw head angle on the risk of screw and adjacent bone failures after a spinopelvic fixation technique: A finite element analysis. *PLoS ONE*, 2018, vol. 13, no. 8, pp. 296–301. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201801>
41. Duan Y., Wang H. H., Jin A. M., Zhang L., Min S. X., Liu C. L., Qiu S. J., Shu X. Q. Finite element analysis of posterior cervical fixation. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 2015, vol. 101, iss. 1, pp. 23–29. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.11.007>
42. Kudiashev A. L., Khominets V. V., Teremshonok A. V., Nagorny E. B., Stadnichenko S. Yu., Dol A. V., Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Kovtun A. L. Biomechanical modeling in surgical treatment of a patient with true lumbar spondylolisthesis. *Hirurgiâ pozvonočnika (Spine Surgery)*, 2018, vol. 15, no. 4, pp. 87–94 (in Russian). <https://doi.org/10.14531/2018.4.87-94>
43. La Barbera L., Galbusera F., Villa T., Costa F., Wilke H.-J. ASTM F1717 standard for the preclinical evaluation of posterior spinal fixators: Can we improve it? *Journal of Engineering in Medicine*, 2014, vol. 228, iss. 10, pp. 1014–1026. <https://doi.org/10.1177/0954411914554244>
44. Su Y.-S., Ren D., Wang P.-C. Comparison of biomechanical properties of single- and two-segment fusion for denis type B spinal fractures. *Orthopaedic Surgery*, 2013, vol. 5, iss. 4, pp. 266–273. <https://doi.org/10.1111/os.12068>
45. *Vessels and apparatus. Norms and methods of strength calculation. General requirements.* Moscow, Standartinform, 2008. 26 p. (in Russian).
46. *316LS/316LVM Surgical Stainless Steel Bar — ASTM F138.* Available at: <https://www.upmet.com/products/stainless-steel/316lslvm> (accessed 17 August 2018).
47. *Ti6Al4V ELI Titanium Alloy.* Available at: <https://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf> (accessed 17 August 2018).
48. 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, pp. 101. <https://doi.org/10.4103/2277-9175.129375>
49. Karlov A. V., Shakhov V. P. *Sistemy vneshnei fiksatsii i regulatornye mekhanizmy optimal'noi biomekhaniki* [External Fixation Systems and Regulatory Mechanisms for Optimal Biomechanics]. Tomsk, STT, 2001. 477 p. (in Russian).
50. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999, vol. 57, iss. 6, pp. 700–706. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(99\)90437-8](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(99)90437-8)
51. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics*, 1987, vol. 20, iss. 11, pp. 1055–1061. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)
52. Gushcha A. O., Yusupova A. R. Evaluation of outcomes of surgical treatment for degenerative diseases of the spine. *Hirurgiâ pozvonočnika (Spine Surgery)*, 2017, vol. 14, no. 4, pp. 85–94 (in Russian). <https://doi.org/10.14531/ss2017.4.85-94>
53. Byvaltsev V. A., Belykh E. G., Alekseeva N. V., Sorokovikov V. A. *Primenenie shkal i anket v obsledovanii patsientov s degenerativnym porazheniem poiasnichnogo otdela pozvonochnika: metodicheskie rekomendatsii* [The Use of Scales and Questionnaires in



- the Examination of Patients with Degenerative Lesions of the Lumbar Spine: Guidelines]. Irkutsk, FGBU "NTsRVKh" SO RAMN, 2013. 32 p. (in Russian).
54. Cao P., Hao W., Zhang L., Zhang Q., Liu X., Li M. Safety and Efficacy Studies of Vertebroplasty with Dual Injections for the Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures: Preliminary Report. *Academic Radiology*, 2020, vol. 27, iss. 8, pp. e224–e231. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2019.09.023>
  55. Cook C. E., Learman K. E., O'Halloran B. J., Showalter C. R., Kabbaz V. J., Goode A. P., Wright A. A. Wright Which Prognostic Factors for Low Back Pain Are Generic Predictors of Outcome Across a Range of Recovery Domains? *PTJ: Physical Therapy & Rehabilitation Journal*, 2013, vol. 93, iss. 1, pp. 32–40. <https://doi.org/10.2522/ptj.20120216>
  56. Cheng L., Cai H., Yu Y., Li W., Li Q., Liu Z. Modified Full-Endoscopic Interlaminar Discectomy via an Inferior Endplate Approach for Lumbar Disc Herniation: Retrospective 3-Year Results from 321 Patients. *World Neurosurgery*, 2020, vol. 141, pp. e537–e544. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.05.234>
  57. Marouby S., Coulomb R., Maury E., Assi C., Mares O., Kouyoumdjian P. Prospective Evaluation of Spino-Pelvic Parameters with Clinical Correlation in Patients Operated with an Anterior Lumbar Interbody Fusion. *Asian Spine Journal*, 2020, vol. 14, no. 1, pp. 88–96. <https://doi.org/10.31616/asj.2019.0041>
  58. Staartjes V. E., Vergroesen P. A., Zeilstra D. J., Schröder M. L. Identifying subsets of patients with single-level degenerative disc disease for lumbar fusion: The value of prognostic tests in surgical decision making. *The Spine Journal*, 2018, vol. 18, iss. 4, pp. 558–566. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.08.242>
  59. Vieli M., Staartjes V. E., Eversdijk H. A. J., De Wispelaere M. P., Oosterhuis J. W. A., Schröder M. L. Safety and Efficacy of Anterior Lumbar Interbody Fusion for Discogenic Chronic Low Back Pain in a Short-stay Setting: Data From a Prospective Registry. *Cureus*, 2019, vol. 11, no. 8. e5332. <https://doi.org/10.7759/cureus.5332>
  60. Ertzgaard P., Nene A., Kiekens C., Burns A. S. A review and evaluation of patient-reported outcome measures for spasticity in persons with spinal cord damage: Recommendations from the Ability Network — an international initiative. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2020, vol. 43, iss. 6, pp. 813–823. <https://doi.org/10.1080/10790268.2019.1575533>
  61. Amirdjanova V. N., Goryachev D. V., Korshunov N. I., Rebrov A. P., Sorotskaya V. N. SF-36 questionnaire population quality of life indices. *Nauchno-prakticheskaya revmatologiya [Rheumatology Science and Practice]*, 2008, vol. 46, no. 1, pp. 36–48 (in Russian).
  62. 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, no. 1, pp. 3–10. <https://doi.org/10.1038/s41393-019-0334-9>
  63. Kolesnikov S. V., Diachkova G. V., Kamshilov B. V., Kolesnikova E. S. Evaluation of clinical and functional status of patients following total hip replacement. *Genij Ortopedii*, 2019, vol. 25, no. 1, pp. 32–37 (in Russian). <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2019-25-1-32-37>
  64. Wright J. G., Rudicel S., Feinstein A. R. Ask patients what they want. Evaluation of individual complaints before total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1994, vol. 76, no. 2, pp. 229–234.
  65. Dulaev A. K., Kazhanov I. V., Presnov R. A., Mikityuk S. I. Triangular osteosynthesis of fractures of the sacrum in vertically unstable pelvic ring injuries. *Polytrauma*, 2018, no. 2, pp. 17–34 (in Russian).
  66. 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>
  67. Solberg T., Johnsen L. G., Nygaard Ø. P., Grotle M. Can we define success criteria for lumbar disc surgery? Estimates for a substantial amount of improvement in core outcome measures. *Acta Orthopaedica*, 2013, vol. 84, iss. 2, pp. 196–201. <https://doi.org/10.3109/17453674.2013.786634>





68. Jaeschke R., Singer J., Guyatt G. H. Measurement of health status: Ascertaining the minimal clinically important difference. *Controlled Clinical Trials*, 1989, vol. 10, iss. 4, pp. 407–415. [https://doi.org/10.1016/0197-2456\(89\)90005-6](https://doi.org/10.1016/0197-2456(89)90005-6)
69. Copay A. G., Subach B. R., Glassman S. D., Polly D. W., Schuler T. C. Understanding the minimum clinically important difference: A review of concepts and methods. *The Spine Journal*, 2007, vol. 7, iss. 5, pp. 541–546. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2007.01.008>
70. Donnik A. M., Ivanov D. V., Kossovich L. Yu., Levchenko K. K., Kireev S. I., Morozov K. M., Ostrovsky N. V., Zaretskov V. V., Likhachev S. V. Creation of Three-Dimensional Solid-State Models of a Spine with Transpedicular Fixation Using a Specialized Software. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2019, vol. 19, iss. 4, pp. 424–438 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-424-438>
71. Donnik A. M., Ivanov D. V., Kireev S. I., Kossovich L. Yu., Ostrovsky N. V., Norkin I. A., Levchenko K. K., Likhachev S. V. Extracting Clinically Relevant Data from Biomechanical Modeling of Surgical Treatment Options for Spinal Injury in Damaged Vertebrae Th10, Th11. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2019, vol. 19, iss. 4, pp. 439–453 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2019-19-4-439-453>
72. Dol A. V., Dol E. S., Ivanov D. V. Biomechanical modeling of surgical reconstructive treatment of spinal spondylolisthesis at L4–L5 level. *Russian Journal of Biomechanics*, 2018, vol. 22, no. 1, pp. 25–36. <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2018.1.03>
73. Beskrovny A. S., Bessonov L. V., Golyadkina A. A., Dol A. V., Ivanov D. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Sidorenko D. A. Development of a decision support system in traumatology and orthopedics. Biomechanics as a tool for preoperative planning. *Russian Journal of Biomechanics*, 2021, vol. 25, no. 2, pp. 99–112. <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2021.2.01>
74. Dol A. V., Ivanov D. V., Kazhanov I. V., Kirillova I. V., Kossovich L. Yu., Miki-tyuk S. I., Petrov A. V. Biomechanical modeling of surgical reconstructive treatment options for unilateral sacral fractures. *Russian Journal of Biomechanics*, 2019, vol. 23, no. 4, pp. 459–468. <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2019.4.04>
75. Denisov A. O., Shilnikov V. A., Barns S. A. Coxa-vertebral syndrome and its significance in hip arthroplasty (review). *Traumatology and Orthopedics of Russia*, 2012, vol. 18, no. 1, pp. 121–127 (in Russian). <https://doi.org/10.21823/2311-2905-2012-0-1-144-149>

Поступила в редакцию / Received 20.10.2021

Принята к публикации / Accepted 14.11.2021

Опубликована / Published 31.03.2022