

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.2.01

УДК 531/534:[57+61]

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ ВРАЧЕБНЫХ РЕШЕНИЙ В ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ. БИОМЕХАНИКА КАК ИНСТРУМЕНТ ПРЕДОПЕРАЦИОННОГО ПЛАНИРОВАНИЯ

**А.С. Бескровный, Л.В. Бессонов, А.А. Голядкина, А.В. Доль, Д.В. Иванов,
И.В. Кириллова, Л.Ю. Коссович, Д.А. Сидоренко**

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Российская Федерация, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: ivanovdv@gmail.com

Аннотация. Основная задача планирования хирургического лечения пациентов с патологиями опорно-двигательного аппарата – получение качественных анатомо-функциональных результатов. Решение этой задачи достигается за счет подбора имплантатов, режимов и техники их установки, обеспечивающих стабильность конструкции и репозиции костных отломков, а также за счет воссоздания оптимальной биомеханики оперируемого сегмента. Во всем мире современные цифровые технологии широко внедряются в клиническую практику. В травматологии, ортопедии и нейрохирургии системы предоперационного планирования, реализующие виртуальное планирование лечения, позволяют выполнить рентгеноморфометрические измерения на цифровых рентгенограммах или компьютерной томограмме, а также разместить шаблоны имплантатов и подобрать их оптимальные типоразмеры. Как правило, для конкретного пациента может быть запланировано несколько вариантов лечения, успешных с точки зрения геометрического предоперационного планирования. Но не каждый из запланированных вариантов может быть оптимален с точки зрения оценки напряженно-деформированного состояния исследуемого сегмента позвоночно-тазового комплекса. Биомеханическое моделирование обеспечивает возможность виртуального моделирования ортопедических операций, в том числе оценку стабильности сегмента и «выживаемость» имплантата. Поэтому предлагается использовать биомеханическое моделирование как инструмент предоперационного планирования. В связи с этим по заказу и при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований в Саратовском университете впервые ведется разработка отечественной системы поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса, обеспечивающей не только этап геометрического планирования операции, но и его биомеханическую поддержку, а также прогнозирование результатов лечения. Цель данной работы – показать, что

© Бескровный А.С., Бессонов Л.В., Голядкина А.А., Доль А.В., Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Сидоренко Д.А., 2021

Бескровный Александр Сергеевич, н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Бессонов Леонид Валентинович, к.ф.-м.н., в.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Голядкина Анастасия Александровна, к.ф.-м.н., с.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Доль Александр Викторович, к.ф.-м.н., доцент, с.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Иванов Дмитрий Валерьевич, к.ф.-м.н., доцент, в.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Кириллова Ирина Васильевна, к.ф.-м.н., доцент, директор Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Коссович Леонид Юрьевич, д.ф.-м.н., профессор, президент, Саратов

Сидоренко Дмитрий Александрович, н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

биомеханическое моделирование позволяет выбирать оптимальный вариант хирургического лечения заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса, а также может быть успешно внедрено в процесс предоперационного планирования и успешно функционировать в рамках системы поддержки принятия врачебных решений. В работе представлены результаты демонстрационных экспериментов, в которых при помощи системы выбраны оптимальные варианты лечения дегенеративных заболеваний позвоночника и тазобедренного сустава. Результаты выполнения экспериментов согласованы со сложившейся клинической практикой и литературными данными, а группа экспертов подтвердила их клиническую состоятельность. Показано, что вместе с геометрическим планированием биомеханическое моделирование образует новую методику (алгоритм) предоперационного планирования.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, геометрическое планирование, предоперационное планирование, позвоночно-тазовый комплекс, система поддержки принятия врачебных решений.

ВВЕДЕНИЕ

Грамотное предоперационное планирование – важнейшее условие получения качественных анатомо-функциональных результатов хирургического лечения пациентов с патологиями опорно-двигательного аппарата. В травматологической практике основная цель планирования – подбор имплантатов, режимов и техники их установки, обеспечивающих стабильность конструкции и репозиции костных отломков. В ортопедии при эндопротезировании суставов конечностей, корригирующих остеотомиях, а также декомпрессивно-стабилизирующих и корригирующих операциях на позвоночно-тазовом комплексе (ПТК) предоперационное планирование должно обеспечивать подбор имплантатов для воссоздания оптимальной биомеханики оперируемого сегмента [6].

Среди современных компьютерных программ, реализующих виртуальное планирование операций в травматологии, ортопедии и нейрохирургии [7, 14, 16], следует выделить *MediCAD*, *TraumaCAD*, *Surgimap*, *OrthoView* [3, 5, 20], которые обладают довольно схожим набором инструментов. При помощи этих программных продуктов врач может выполнить рентгеноморфометрические измерения [9] на цифровых рентгенограммах или компьютерной томограмме, позиционировать и разместить шаблоны имплантатов, подобрать их оптимальный типоразмер. Это так называемые системы геометрического предоперационного планирования.

При различных травмах и патологиях для конкретного пациента, как правило, может быть запланировано несколько вариантов лечения, успешных с точки зрения геометрического предоперационного планирования. Это подразумевает, что каждый из запланированных вариантов лечения приведет к адекватной хирургической коррекции патологического сегмента ПТК, а также анатомически и технически правильной установке имплантатов. Тем не менее не каждый из запланированных вариантов может быть оптимален с точки зрения оценки напряженно-деформированного состояния исследуемого сегмента ПТК [18, 19]. Биомеханическое моделирование обеспечивает возможность виртуальной симуляции ортопедических операций на ПТК, в том числе оценку стабильности сегмента и «выживаемость» имплантата [1, 2, 12]. Поэтому нами было предложено использовать биомеханическое моделирование как инструмент предоперационного планирования. В связи с этим по заказу и при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований (далее – ФПИ) в Саратовском университете ведется разработка отечественной системы поддержки принятия врачебных решений в хирургии позвоночно-тазового комплекса (далее – *SMARTPLAN ORTHO 2D*). Принципиальное отличие разрабатываемой *SMARTPLAN ORTHO 2D* от представленных на рынке систем предоперационного планирования состоит

в следующем. *SMARTPLAN ORTHO 2D* обеспечивает не только этап геометрического планирования операции, но и его биомеханическую поддержку, а также прогнозирование результатов лечения. В состав *SMARTPLAN ORTHO 2D* также входит регистр больных с заболеваниями и повреждениями ПТК.

В соответствии с техническим заданием проекта ФПИ «Протез-1» *SMARTPLAN ORTHO 2D* должна обеспечивать предоперационное планирование клинических случаев, укладываемых в стандартную практику лечения, и сложных клинических случаев, таких как сочетанные патологии. В связи с этим разработано два режима работы *SMARTPLAN ORTHO 2D*: персональная виртуальная операционная (далее – ПВО) и региональный центр (далее – РЦ).

В обоих режимах используется разработанное в рамках проекта ФПИ программное обеспечение, позволяющее автоматизировать часть этапов биомеханического моделирования. В частности, построение геометрической твердотельной модели исследуемого сегмента ПТК может осуществляться в автоматизированном режиме с применением искусственного интеллекта.

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 (далее – ПО) [8], разработанного в рамках проекта ФПИ и имеющего ограничения в постановке задачи биомеханики. В режиме РЦ используется расширенная версия программного обеспечения, разработанного в рамках проекта ФПИ. РЦ подразумевает использование мощных вычислительных компьютеров и позволяет решать задачу биомеханики в наиболее полной постановке. Поэтому 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 *SMARTPLAN ORTHO 2D*.

Таким образом, предоперационное планирование заболеваний и повреждений позвоночно-тазового комплекса может быть осуществлено при помощи *SMARTPLAN ORTHO 2D* для всего спектра задач, возникающих в клинической практике травматологов, ортопедов и нейрохирургов.

В данной работе основной акцент сделан на реализации этапа биомеханического моделирования при применении *SMARTPLAN ORTHO 2D* для выбора оптимального варианта лечения для демонстрации работы режимов РЦ и ПВО.

Цель данной работы – показать, что:

- биомеханическое моделирование позволяет выбирать оптимальный вариант хирургического лечения заболеваний и повреждений ПТК;
- биомеханическое моделирование может быть успешно внедрено в процесс предоперационного планирования хирургического лечения заболеваний и повреждений ПТК;
- биомеханическое моделирование может успешно функционировать в рамках *SMARTPLAN ORTHO 2D* в хирургии ПТК.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Эффективность *SMARTPLAN ORTHO 2D* при выполнении предоперационного планирования подтверждена в рамках выполнения демонстрационных экспериментов (ДЭ). ДЭ посвящены геометрическому планированию и биомеханическому моделированию результатов хирургического реконструктивного лечения конкретного пациента:

- на плановом лечении по поводу спондилолистеза поясничного отдела позвоночника (первый ДЭ, режим РЦ);
- на плановом лечении по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания тазобедренного сустава (второй ДЭ, режим ПВО).

Цель ДЭ состояла в том, чтобы показать возможности *SMARTPLAN ORTHO 2D* при обосновании оптимального варианта хирургического реконструктивного лечения патологии позвоночника (первый ДЭ) и тазобедренного сустава (второй ДЭ).

В рамках каждого ДЭ решалась математическая задача биомеханики об определении напряженно-деформированного состояния моделируемого сегмента ПТК с установленными моделями имплантатов под действием внешних поверхностных усилий и моментов [1]. Моделируемые сегменты ПТК, а также имплантаты считались изотропными упругими телами. Для упрощения постановки задачи такие элементы ПТК, как связочный аппарат, моделировались одномерными упругими элементами типа пружина. Модуль упругости губчатой костной ткани рассчитывался на основе данных компьютерной томографии пациента [12]. Исходными данными для моделирования являлись результаты лучевого обследования (компьютерная томограмма и рентгенограмма) сегмента ПТК.

ДЭ выполнялись разработчиками *SMARTPLAN ORTHO 2D* совместно со специалистами научно-исследовательского института травматологии, ортопедии и нейрохирургии Саратовского государственного медицинского университета имени В.И. Разумовского (НИИТОН СГМУ). Первый ДЭ был выполнен в 2019 году и демонстрировал работу *SMARTPLAN ORTHO 2D* в режиме РЦ. Второй ДЭ выполнен в 2020 году и демонстрировал режим ПВО и применение разработанного ПО *SMARTPLAN ORTHO 2D* при предоперационном планировании вариантов лечения.

Командой разработчиков *SMARTPLAN ORTHO 2D* совместно с коллегами из НИИТОН СГМУ были разработаны программы и методики ДЭ, описывающие основные этапы выполнения ДЭ.

Далее приведем фрагмент программы и методики ДЭ, касающийся биомеханического моделирования вариантов лечения.

Этап 1. Подготовка исходных данных пациента

Первый ДЭ

Группа экспертов НИИТОН СГМУ выбрала пациента на плановом лечении по поводу спондилолистеза поясничного сегмента позвоночника. Для предоперационного планирования были предоставлены КТ и рентгенограмма в боковой проекции поясничного отдела позвоночника в формате *DICOM* с текстовым описанием анамнеза, симптомов. Лечащий врач сформулировал три возможных варианта хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза поясничного отдела позвоночника с указанием мест установки имплантатов, в том числе наименования и подробного описания характеристик имплантатов, планируемых к установке.

Второй ДЭ

Выполнен аналогично этапу 1 первого ДЭ для дегенеративного заболевания тазобедренного сустава. Исходными данными пациента являлась только переднезадняя рентгенограмма.

Этап 2. Геометрическое планирование

Первый ДЭ

Сотрудники СГУ выполнили геометрическое планирование трех запланированных вариантов лечения. Планирование заключалось в обработке данных компьютерной томографии пациента в программе *Mimics*, создании в системе *SolidWorks*

твердотельной модели поясничного отдела позвоночника, установке имплантатов в модель в соответствии с запланированными вариантами лечения. Результаты твердотельного моделирования в рамках геометрического планирования были согласованы с лечащим врачом.

Второй ДЭ

Сотрудники СГУ выполнили геометрическое планирование трех предложенных вариантов лечения. Планирование заключалось в обработке рентгенограммы пациента и создании плоской твердотельной модели тазобедренного сустава и тазовых костей, установке имплантатов, загруженных базы данных *SMARTPLAN ORTHO 2D* в модель в соответствии с запланированными вариантами лечения. Результаты твердотельного моделирования и геометрического планирования выполнены при помощи *SMARTPLAN ORTHO 2D* в режиме ПВО и согласованы с представителем НИИТОН СГМУ.

Этап 3. Биомеханическое моделирование

Первый ДЭ

В системе *Ansys* осуществлено биомеханическое моделирование каждого из запланированных вариантов лечения. Исходными данными являлись трехмерные твердотельные геометрические модели поясничного отдела позвоночника с установленными имплантатами. В *Ansys* сотрудник СГУ осуществил постановку и решение статической задачи биомеханики, а также анализ результатов моделирования. Решение осуществлено методом конечных элементов. Из базы данных *SMARTPLAN ORTHO 2D* загружены механические свойства материалов имплантатов, кортикальной кости, фасеточных суставов и связок. Модуль Юнга губчатой костной ткани определен индивидуально для пациента при помощи разработанной методики [10, 12] и на основе данных КТ. Заданы нагрузки (следящая нагрузка, соответствующая весу пациента, а также изгибающий и скручивающий моменты величиной 7,5 Н·м [18]). Задана жесткая заделка нижней замыкательной пластины нижнего позвонка.

Выполнялся численный расчет пространственной задачи биомеханики. Формировались рисунки с полями перемещений и эквивалентных напряжений для каждой из моделей. Максимальные значения полных перемещений и эквивалентных напряжений в позвонках и имплантатах заносились в таблицы. На основе разработанных критериев успешности хирургического реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК и анализа полученных числовых значений перемещений и эквивалентных напряжений формулировался вывод о выборе наиболее рационального варианта лечения. Результаты биомеханического моделирования согласовывались с лечащим врачом.

Второй ДЭ

В *SMARTPLAN ORTHO 2D* осуществлено биомеханическое моделирование каждого из запланированных вариантов лечения. Каждому предложенному варианту лечения соответствовала одна биомеханическая модель. Задавались механические свойства губчатой костной ткани, определенные индивидуально для пациента при помощи разработанной методики и на основе данных компьютерной томографии. К ножке имплантата прикладывались нагрузки, рассчитываемые в соответствии с весом тела пациента (сжимающее усилие), а также задавалась жесткая заделка верхней части подвздошной кости. Методом конечных элементов решалась плоская задача биомеханики для каждого запланированного варианта лечения.

Оценивались поля перемещений, эквивалентных напряжений и деформаций в костных структурах и компонентах имплантатов. Максимальные значения полных перемещений и эквивалентных напряжений в позвонках и имплантатах занесены в таблицы. На основе разработанных критериев успешности хирургического

реконструктивного лечения заболеваний и повреждений ПТК и анализа полученных числовых значений перемещений и эквивалентных напряжений сформулирован вывод о выборе оптимального варианта лечения. Результаты биомеханического моделирования продемонстрированы представителю НИИТОН СГМУ.

Этап 4. Выбор варианта хирургического реконструктивного лечения

Первый ДЭ

На основе выполненного геометрического планирования, биомеханического моделирования консилиум врачей НИИТОН СГМУ принял решение о выборе одного варианта лечения.

Второй ДЭ

На основе выполненного геометрического планирования, биомеханического моделирования сотрудник СГУ выбрал один оптимальный вариант хирургического лечения. Группа экспертов НИИТОН СГМУ осуществляла сравнение выбранного сотрудником СГУ варианта и реализованного на практике варианта лечения.

Этап 5. Выполнение хирургического реконструктивного лечения

Первый ДЭ

В НИИТОН СГМУ пациенту выполнялся выбранный вариант лечения.

Второй ДЭ

В связи с пандемией коронавируса нового типа и прекращением плановых операций в НИИТОН СГМУ на момент выполнения ДЭ невозможно было запланировать демонстрационный эксперимент так, чтобы его результаты были использованы при выполнении хирургического реконструктивного лечения пациента, проходящего плановую госпитализацию в НИИТОН СГМУ. Поэтому в ДЭ было выполнено геометрическое планирование, биомеханическое моделирование трех вариантов лечения, предложенных экспертами НИИТОН СГМУ для пациента, уже прошедшего лечение по поводу дегенеративно-дистрофического заболевания тазобедренного сустава. Среди трех предложенных вариантов лечения был реализованный данному пациенту вариант. О том, какой из предложенных вариантов реализован пациенту, группа экспертов НИИТОН СГМУ до окончания эксперимента не сообщала сотрудникам СГУ, выполняющим ДЭ.

Группа экспертов НИИТОН СГМУ оформила заключение о соответствии (или несоответствии) выбранного на основе выполненного геометрического планирования, биомеханического моделирования варианта лечения реализованному на практике варианту.

Этап 6. Оценка результатов ДЭ

ДЭ признавались состоявшимися и успешными, если результаты геометрического планирования и биомеханического моделирования согласуются со сложившейся клинической практикой лечения данного заболевания. Консилиум врачей НИИТОН СГМУ и приглашенных экспертов должен подтвердить клиническую состоятельность результатов планирования и моделирования.

Первый ДЭ

Пациенту должен быть выполнен вариант хирургического реконструктивного лечения, который был признан оптимальным.

Второй ДЭ

Группа экспертов НИИТОН СГМУ должна была подтвердить соответствие выбранного варианта лечения реализованному на практике варианту.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Первый ДЭ

Группа экспертов НИИТОН СГМУ выбрала пациента К. 1985 года рождения с диагнозом спондилолистез поясничного отдела позвоночника. Лечащим врачом были запланированы следующие варианты хирургического реконструктивного лечения:

а) транспедикулярная фиксация 4 винтами, спондилодез *ALIF*, кейдж *Seohan Care Adinis*;

б) транспедикулярная фиксация 6 винтами, спондилодез *TLIF*, кейдж *Unilif* фирмы *Stryker*;

в) транспедикулярная фиксация 4 винтами, спондилодез *TLIF*, кейдж *Unilif* фирмы *Stryker*.

Были подготовлены три твердотельные модели поясничного отдела позвоночника с установленными имплантатами (рис. 1).

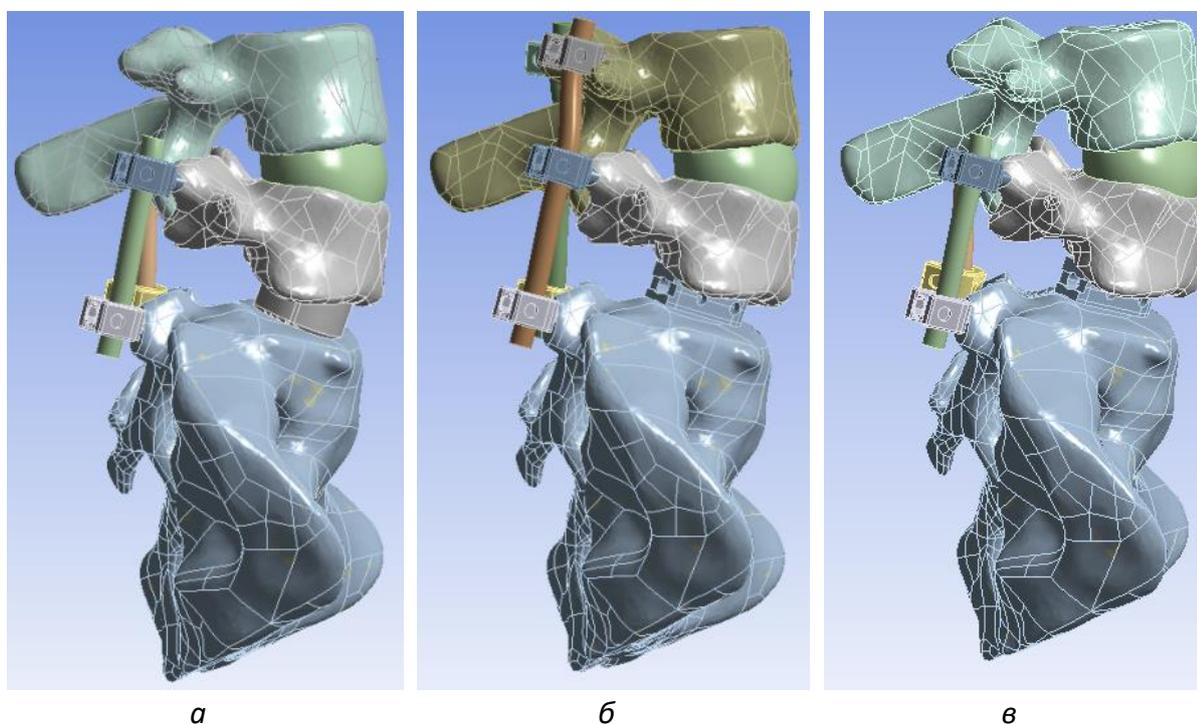


Рис. 1. Твердотельные модели сегмента позвоночника с установленными имплантатами: *а* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Adonis*; *б* – транспедикулярная фиксация 6 винтами и кейдж *Unilif*; *в* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Unilif*

Нагружение моделируемого сегмента позвоночника осуществлялось следящей нагрузкой по 100 Н на каждый позвонок и скручивающим, а также изгибающим моментами величиной 7,5 Н·м (граничные условия комбинировались как «нагрузка – скручивающий момент» и «нагрузка – изгибающий момент») [18].

Результаты биомеханического моделирования согласованы с лечащим врачом и представлены на рис. 2, 3.

Максимальные полные перемещения и эквивалентные напряжения для каждого запланированного варианта хирургического реконструктивного лечения и варианта нагружения представлены в табл. 1–4.

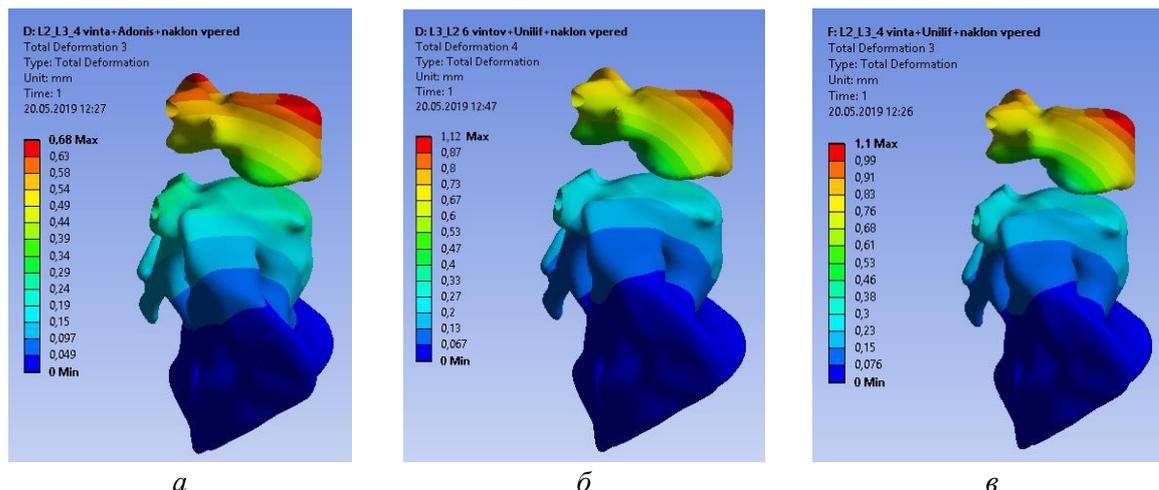


Рис. 2. Рассчитанные в *Ansys* поля перемещений (нагружение следящей нагрузкой и изгибающий момент – наклон вперед): *а* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Adonis*; *б* – транспедикулярная фиксация 6 винтами и кейдж *Unilif*; *в* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Unilif*

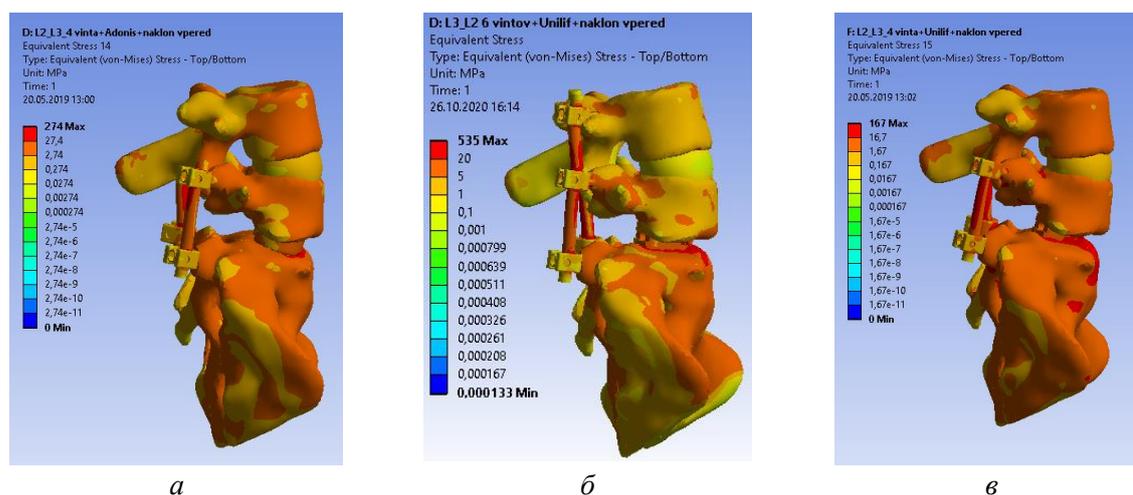


Рис. 3. Рассчитанные в *Ansys* поля эквивалентных напряжений в модели (нагружение следящей нагрузкой и изгибающий момент – наклон вперед): *а* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Adonis*; *б* – транспедикулярная фиксация 6 винтами и кейдж *Unilif*; *в* – транспедикулярная фиксация 4 винтами и кейдж *Unilif*

Таблица 1

Максимальные полные перемещения, мм

Вариант лечения	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот против часовой стрелки	Поворот по часовой стрелке
4 винта и кейдж <i>Adonis</i>	0,7	1	0,8	0,8	0,8	0,9
6 винтов и кейдж <i>Unilif</i>	1,1	0,2	0,6	0,7	0,7	0,8
4 винта и кейдж <i>Unilif</i>	1,1	0,1	0,6	0,5	0,7	0,5

Таблица 2

Максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах, МПа

Вариант лечения	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот против часовой стрелки	Поворот по часовой стрелке
4 винта и кейдж <i>Adonis</i>	274	84	193,5	205,3	242	225
6 винтов и кейдж <i>Unilif</i>	535	52,2	225,2	219,4	207,6	240,3
4 винта и кейдж <i>Unilif</i>	167	52,1	170,2	201,4	195	216,5

Таблица 3

Максимальные эквивалентные напряжения в губчатой ткани, МПа

Вариант лечения	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот против часовой стрелки	Поворот по часовой стрелке
4 винта и кейдж <i>Adonis</i>	15,5	28,2	8,8	11,5	21,1	17,8
6 винтов и кейдж <i>Unilif</i>	18,2	7,5	9,5	10,7	16	16,6
4 винта и кейдж <i>Unilif</i>	10,9	4,5	8,3	7,2	13,5	14,2

Таблица 4

Максимальные эквивалентные напряжения в кортикальной ткани, МПа

Вариант лечения	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот против часовой стрелки	Поворот по часовой стрелке
4 винта и кейдж <i>Adonis</i>	66,1	20,1	37,6	45,7	51,9	38,1
6 винтов и кейдж <i>Unilif</i>	95,5	17,3	35,8	41,1	49,2	39,7
4 винта и кейдж <i>Unilif</i>	30	5,2	34	32,6	37,7	36,5

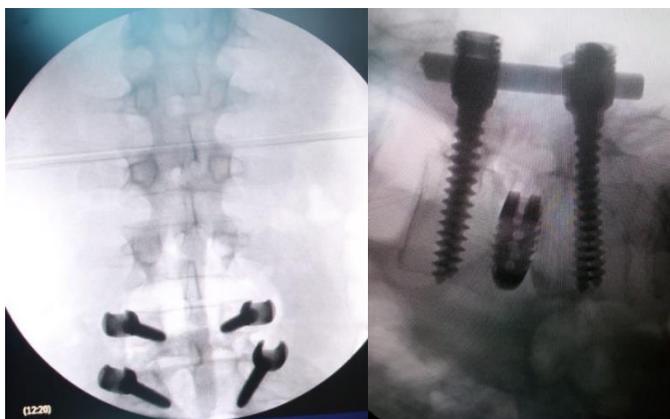


Рис. 4. Результаты лечения. Послеоперационная КТ

Консилиум врачей из состава сотрудников НИИТОН СГМУ на основе проведенного при помощи *SMARTPLAN ORTHO 2D* геометрического планирования, биомеханического моделирования и прогнозирования пациенту К., 1985 г.р. выбрал

третий вариант лечения: транспедикулярная фиксация 4 винтами, спондилодез *TLIF*, кейдж *Unilif* фирмы *Stryker*. Сотрудниками НИИТОН СГМУ 15 мая 2019 г. выполнено хирургическое реконструктивное лечение пациенту с учетом рекомендаций по выбранному варианту. Результаты лечения продемонстрированы на рис. 4.

Операция прошла успешно. Оценка боли по шкале ВАШ в день выписки пациента: в зоне хирургического доступа – 0; в области спины – 2; в области ног – 0.

Второй ДЭ

Группа экспертов НИИТОН СГМУ выбрала пациента И.Т.Р. 1953 г.р. с диагнозом по МКБ-10 М16.0 «Первичный коксартроз двусторонний». Для пациента предложены следующие варианты хирургического реконструктивного лечения:

а) тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава с установкой вертлужного компонента (*press fit*) под углом наклона 35 градусов и бедренного компонента бесцементной фиксации;

б) тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава с установкой вертлужного компонента (*press fit*) под углом наклона 45 градусов и бедренного компонента бесцементной фиксации;

в) тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава с установкой вертлужного компонента (*press fit*) под углом наклона 55 градусов и бедренного компонента бесцементной фиксации.

Сотрудники СГУ выполнили геометрическое планирование трех запланированных вариантов хирургического реконструктивного лечения. Подготовлены три твердотельные модели тазобедренного сустава и тазовых костей с установленными имплантатами (рис. 5).

Осуществлено биомеханическое моделирование каждого из предложенных вариантов лечения. Нагружение моделируемого сегмента позвоночно-тазового комплекса (ПТК) осуществлялось нагрузкой величиной 450 Н, соответствующей весу пациента 90 кг.

Результаты биомеханического моделирования согласованы с представителем НИИТОН СГМУ и представлены на рис. 6 и 7.

Максимальные полные перемещения и эквивалентные напряжения для каждого предложенного варианта хирургического реконструктивного лечения и варианта нагружения представлены в табл. 5–8.

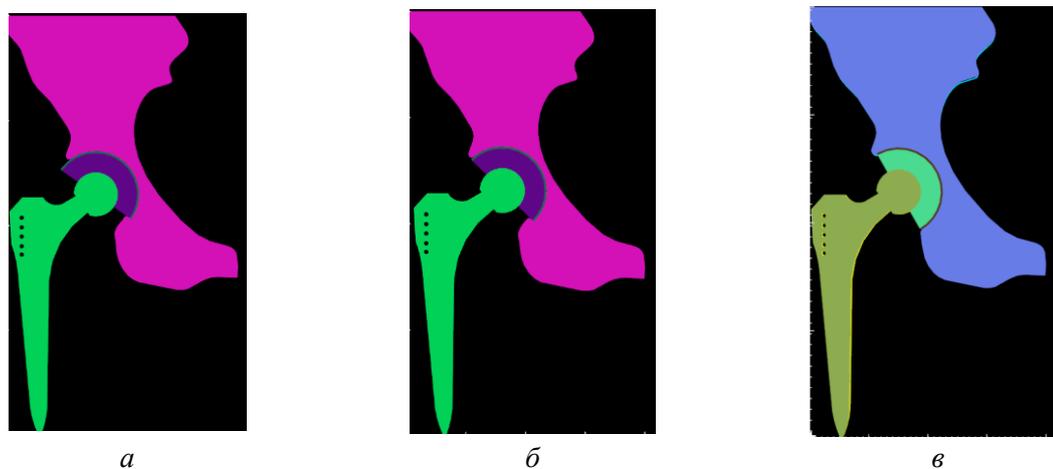


Рис. 5. Плоские твердотельные модели тазобедренного сустава и тазовых костей с установленными имплантатами: *а* – угол наклона чашки 35 градусов; *б* – угол наклона чашки 45 градусов; *в* – угол наклона чашки 55 градусов

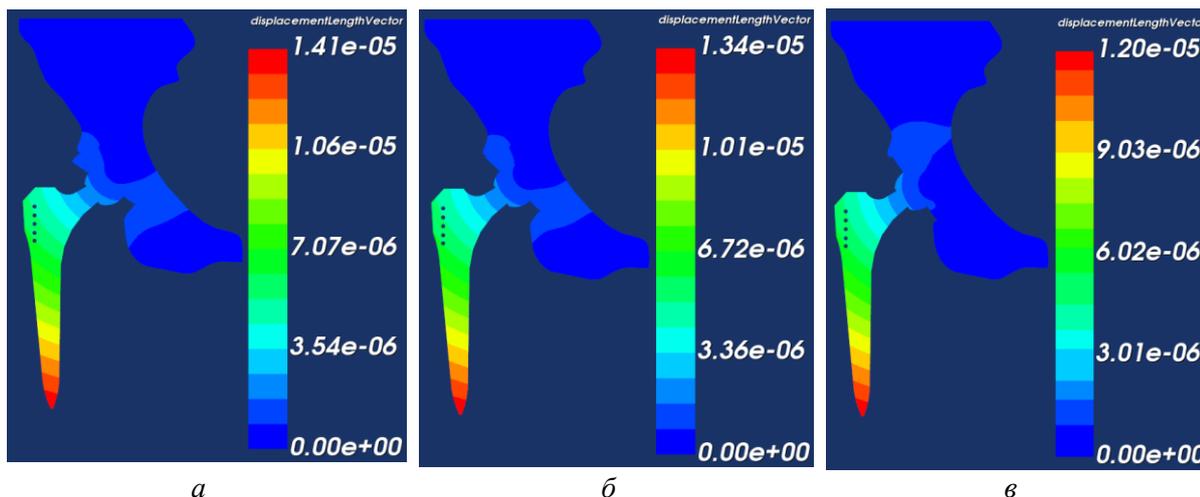


Рис. 6. Рассчитанные с помощью прототипа системы в режиме «ПВО» (2D) поля полных перемещений (в метрах) в тазовых костях и имплантатах: *a* – угол наклона чашки 35 градусов; *б* – угол наклона чашки 45 градусов; *в* – угол наклона чашки 55 градусов

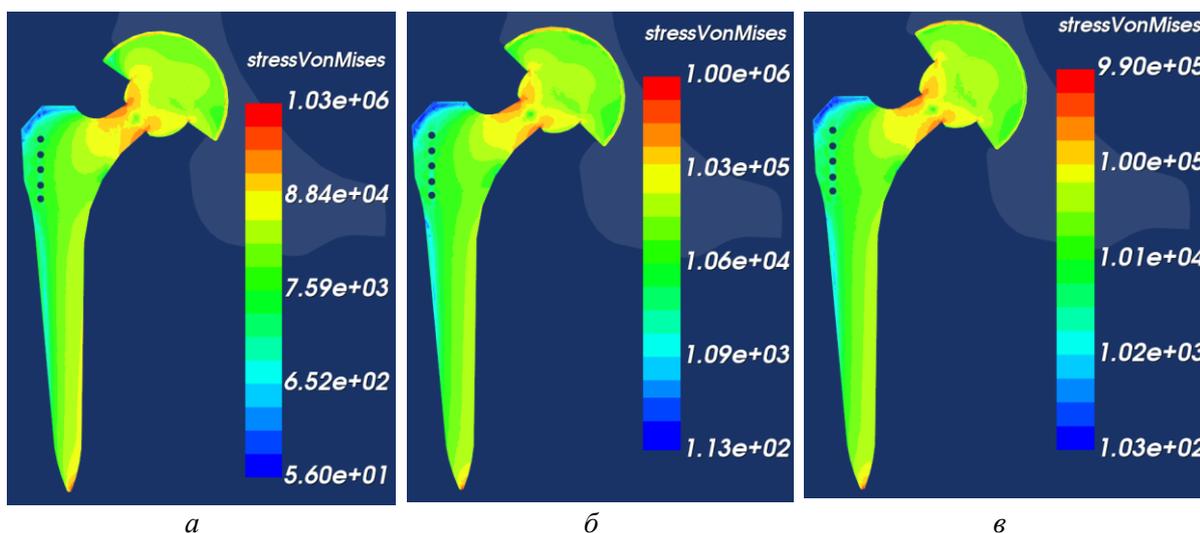


Рис. 7. Рассчитанные с помощью прототипа системы в режиме «ПВО» (2D) эквивалентные напряжения в имплантатах (МПа): *a* – угол наклона чашки 35 градусов; *б* – угол наклона чашки 45 градусов; *в* – угол наклона чашки 55 градусов

На основе выполненного геометрического планирования, биомеханического моделирования выбран оптимальный второй вариант лечения (тотальное эндопротезирование правого тазобедренного сустава с установкой вертлужного компонента (*press fit*) под углом наклона 45 градусов и бедренного компонента бесцементной фиксации).

Таблица 5

Максимальные полные перемещения, м	
Вариант лечения	Значение
Угол наклона чашки 35 градусов	$1,41 \cdot 10^{-5}$
Угол наклона чашки 45 градусов	$1,34 \cdot 10^{-5}$
Угол наклона чашки 55 градусов	$1,20 \cdot 10^{-5}$

Таблица 6

Максимальные эквивалентные напряжения в тазовых костях, МПа

Вариант лечения	Значение
Угол наклона чашки 35 градусов	16,9
Угол наклона чашки 45 градусов	19,3
Угол наклона чашки 55 градусов	20,1

Таблица 7

Максимальные эквивалентные напряжения в имплантатах, МПа

Вариант лечения	Значение
Угол наклона чашки 35 градусов	103
Угол наклона чашки 45 градусов	100
Угол наклона чашки 55 градусов	99

Таблица 8

Максимальные эквивалентные напряжения в полиэтиленовом вкладыше, МПа

Вариант лечения	Значение
Угол наклона чашки 35 градусов	40
Угол наклона чашки 45 градусов	29
Угол наклона чашки 55 градусов	60

ОБСУЖДЕНИЕ

Вопросы разработки системы предоперационного планирования, включающей биомеханическую поддержку выбора варианта операции для каждого конкретного пациента, поднимались в научной литературе с конца XX века. Впервые упоминание биомеханики как инструмента предоперационного планирования представлено в статье 1995 г. [15]. Уже тогда авторы отмечали, что необходима разработка системы планирования, доступной врачам и пригодной для биомеханического моделирования различных вариантов лечения в короткие сроки. Были также сформулированы проблемы, с которыми будут сталкиваться разработчики такой системы: получение индивидуальных механических свойств по данным КТ, автоматизация процесса построения модели исследуемого объекта, выбор адекватной математической модели, обеспечивающей адекватные результаты моделирования за адекватные сроки.

В последние годы интерес к биомеханическому этапу в планировании травматологического и ортопедического лечения не угасает [4, 13, 18, 19]. Однако на текущий момент нигде в мире не представлена система предоперационного планирования с биомеханической поддержкой выбора оптимального варианта лечения.

В данной работе впервые представлены результаты, демонстрирующие работу такой системы, разрабатываемой в Саратовском университете. Описаны результаты выполнения двух демонстрационных экспериментов. Эксперименты показывают, что биомеханическое моделирование представляет собой инструмент оценки вариантов хирургического лечения заболеваний и повреждений ПТК и позволяет выбрать оптимальный с точки зрения биомеханики вариант. Это особенно важно, когда врач рассматривает аналогичные варианты, возможные с точки зрения геометрического планирования и удовлетворяющие как сложившейся практике лечения, так и

техническим требованиям производителей имплантатов и клиническим рекомендациям. Биомеханическое моделирование позволяет оценить стабильность фиксации, срок службы имплантатов, выявить варианты лечения, которые могут привести к поломке конструкции и нарушению консолидации отломков.

Проанализируем результаты ДЭ с позиций биомеханики. Будем сравнивать стабильность фиксации рассмотренных вариантов лечения, а также риски поломки и/или износа имплантатов вследствие возникающих в них напряжений при рассмотренных вариантах нагружения. Также приведем описание результатов прогнозирования.

Первый ДЭ

Все три рассмотренных варианта хирургического реконструктивного лечения обеспечивают необходимую стабильность фиксации при рассмотренных нагрузках. Этот вывод подтверждается величинами максимальных полных перемещений, представленных в табл. 1.

При третьем варианте хирургического реконструктивного лечения эквивалентные напряжения в позвонках и имплантатах оказались ниже, чем при первом и втором вариантах лечения (см. табл. 2, 3 и 4).

Анализ максимальных значений перемещений и эквивалентных напряжений [2] позволил определить, что третий вариант хирургического реконструктивного лечения является наиболее успешным.

Результаты операции, проведенной в соответствии с рекомендациями по выбору оптимального варианта лечения, показаны на рис. 4.

Второй ДЭ

Все три рассмотренные варианта хирургического реконструктивного лечения обеспечивают необходимую стабильность фиксации при рассмотренных нагрузках. Этот вывод подтверждается величинами максимальных полных перемещений, представленных в табл. 1.

При всех вариантах хирургического реконструктивного лечения эквивалентные напряжения в тазовых костях оказались ниже предела прочности костной ткани. При втором варианте лечения эквивалентные напряжения в полиэтиленовом вкладыше оказались существенно ниже значений, выявленных для первого и третьего вариантов лечения (см. табл. 8). Это позволяет судить о том, что в случае второго варианта лечения полиэтиленовый вкладыш будет изнашиваться медленнее, чем при первом и третьем вариантах лечения, что хорошо согласуется с выводами других авторов [17].

Анализ максимальных значений перемещений и эквивалентных напряжений [2] позволил определить, что второй вариант хирургического реконструктивного лечения является оптимальным.

Результаты геометрического планирования, биомеханического моделирования согласованы со сложившейся клинической практикой лечения данного заболевания и литературными данными, а группа экспертов НИИТОН СГМУ подтвердила их клиническую состоятельность и сделала заключение о соответствии выбранного на основе выполненного геометрического планирования биомеханического моделирования варианта хирургического реконструктивного лечения реализованному на практике варианту.

В заключение отметим, что вместе с геометрическим планированием биомеханическое моделирование образуют новую методику (алгоритм) предоперационного планирования, которая реализована при *разработке SMARTPLAN ORTHO 2D*. Конечно, сутью этой методики является геометрическое планирование, наиболее часто применяемое и принятое в практической медицине. Биомеханическое

моделирование дополняет геометрическое планирование, позволяет оценить факторы и характеристики, недоступные для оценки в рамках геометрического планирования.

Возвращаясь к проблемам внедрения биомеханического моделирования в клиническую практику, отметим, что в данной работе представлены результаты, полученные при использовании разработанной *SMARTPLAN ORTHO 2D* в двух режимах: РЦ и ПВО. Режим ПВО доступен для освоения практикующими врачами и не требует большого времени для проведения планирования в каждом конкретном случае. ДЭ показали, что биомеханическое моделирование в режиме РЦ требует от выполняющего его специалиста высокой квалификации биомеханика и инженера и занимает от 1 рабочего дня. В режиме ПВО врач после обучения работе с *SMARTPLAN ORTHO 2D* тратит на моделирование не более двух часов на постановку и решение задачи биомеханики на персональном компьютере в клинике.

Следует отметить пациентоориентированность предлагаемого подхода к биомеханическому моделированию вариантов лечения, так как при его реализации учитываются и индивидуальные анатомические особенности сегмента ПТК, механические свойства, нагрузки, а также высокоточные модели имплантатов, планируемые к установке. Именно при таком подходе можно вести речь о внедрении разрабатываемой *SMARTPLAN ORTHO 2D* в клиническую практику.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. 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. DOI: 10.15593/RJBiomech/2018.1.03
2. 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. DOI: 10.15593/RJBiomech/2019.4.04
3. Колесникова А.С., Федонников А.С., Кириллова И.В., Ульянов В.Ю., Левченко К.К., Киреев С.И., Коссович Л.Ю., Норкин И.А. Возможности систем поддержки принятия решений в контексте хирургии позвоночно-тазового комплекса (аналитический обзор) // Гений ортопедии. – 2019. – Т. 25, № 2. – С. 243–253. DOI: 10.18019/1028-4427-2019-25-2-243-253
4. 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.
5. Рябых С.О., Ульрих Э.В., Мушкин А.Ю., Губин А.В. Лечение врожденных деформаций позвоночника у детей: вчера, сегодня, завтра // Хирургия позвоночника. – 2020. – Т. 17, № 1. – С. 15–24. DOI: 10.14531/ss2020.1.15-24
6. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Плиев Д.Г. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. – СПб.: Изд-во РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2015. – Т. 2, гл. 10. – С. 7–24.
7. Тихилов Р.М., Шубняков М.И., Бояров А.А., Денисов А.О., Шубняков И.И. Влияние различных факторов на темпы износа полиэтиленового вкладыша в эндопротезах тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. – 2018. – Т. 24, № 1. – С. 18–28. DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-18-28
8. Управляющий модуль «Биомеханическое моделирование» для прототипа системы поддержки принятия врачебных решений, режим персональной виртуальной операционной: свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2020662497 / Коссович Л.Ю., Кириллова И.В., Фалькович А.С. и др.; заявитель и патентообладатель Фонд перспективных исследований.
9. Ames C.P., Smith J.S., Scheer J.K., Bess S., Bederman S.S., Deviren V., Lafage V., Schwab F., Shaffrey C.I. Impact of spinopelvic alignment on decision making in deformity surgery in adults: a review // J. Neurosurg. Spine. – 2012. – Vol. 16, no. 6. – P. 547–564. DOI: 10.3171/2012.2.SPINE11320
10. Dmitriev P.O., Golyadkina A.A., Bessonov L.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Falkovich A.S. The dependence of Young's modulus of trabecular bony tissue on its density according to computed tomography // SPIE BiOS. – 2020. – P. 112291L-1-112291L-8. DOI: 10.1117/12.2545077
11. Dreischarf M. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together // J. Biomech. – 2014. – Vol. 47, no. 8. – P. 1757–1766.

12. Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Yu., Bessonov L.V., Petraikin A.V., Dol A.V., Ahmad E.S., Morozov S.P., Vladzimirskyy A.V., Sergunova K.A., Kharlamov A.V. Influence of convolution kernel and beam-hardening effect on the assessment of trabecular bone mineral density using quantitative computed tomography // *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Mathematics. Mechanics. Informatics.* – 2020. – Vol. 20, no. 2. – P. 205–219. DOI: 10.18500/1816- 9791-2020-20-2-205-219
13. 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.* – 2018. – Vol. 15, no. 4. – P. 87–94 (*in Russian*). DOI: 10.14531/2018.4.87-94
14. Langella F., Villafañe J.H., Damilano M., Cecchinato R., Pejrona M., Ismael M., Berjano P. Predictive Accuracy of Surgimap Surgical Planning for Sagittal Imbalance: A Cohort Study // *Spine (Phila Pa 1976).* – 2017. – Vol. 42, no. 22. – P. E1297-E1304. DOI: 10.1097/BRS.0000000000002230
15. O'Toole R.V., Jaramaz B., Digioia A.M., Visnic C.D., Reid R.H. Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics // *Computers in Biology and Medicine.* – 1995. – Vol. 25, no. 2. – P. 183–191.
16. Song X., Ni M., Li H., Li X., Li X., Fu J., Chen J. Is the cup orientation different in bilateral total hip arthroplasty with right-handed surgeons using posterolateral approach? // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2018. – Vol. 13, no. 1. – P. 123. DOI: <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0789-y>
17. 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 // *Orthop. Surg.* – 2017. – Vol. 9, no. 2. – P. 186–190. DOI: 10.1111/os.12337
18. Wang B., Ke W., Hua W., Zeng X., Yang C. Biomechanical Evaluation and the Assisted 3D Printed Model in the Patient-Specific Preoperative Planning for Thoracic Spinal Tuberculosis: A Finite Element Analysis // *Front Bioeng. Biotechnol.* – 2020. – No. 8. – P. 807. DOI: 10.3389/fbioe.2020.00807
19. Wolański W., Gzik-Zroska B., Kawlewska E., Gzik M., Larysz D., Dzielicki J., Rudnik A. Preoperative planning of surgical treatment with the use of 3D visualization and finite element method. In: Tavares J.M.R.S., Natal Jorge R. (Eds.). *Developments in Medical Image Processing and Computational Vision: Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics.* – Switzerland: Springer International Publishing, 2015. – Vol. 19. – P. 139–163. DOI: 10.1007/978-3-319-13407-9_9
20. Zawajska K., Wnuk-Scardaccione A., Bilski J., Nitecka E. Correlation of Body Mass Index with Pelvis and Lumbar Spine Alignment in Sagittal Plane in Hemophilia Patients // *Medicina (Kaunas).* – 2019. – Vol. 55, no. 10. – P. 627. DOI: 10.3390/medicina55100627

DEVELOPMENT OF A DECISION SUPPORT SYSTEM IN TRAUMATOLOGY AND ORTHOPEDICS. BIOMECHANICS AS A TOOL FOR PREOPERATIVE PLANNING

**A.S. Beskrovny, L.V. Bessonov, A.A. Golyadkina, A.V. Dol, D.V. Ivanov, I.V. Kirillova,
L.Yu. Kossovich, D.A. Sidorenko (Saratov, Russian Federation)**

The main goal of preoperative planning for patients with pathologies of the musculoskeletal system is to obtain high-quality anatomical and functional results. The solution to this problem could be achieved through the selection of appropriate implants and technique of their installation, which ensure the stability of the structure and reposition of bone fragments, as well as by recreating the optimal biomechanics of the operated segment. All over the world, modern digital technologies are widely introduced into clinical practice. In traumatology, orthopedics and neurosurgery, preoperative planning systems that implement virtual treatment planning allow performing X-ray morphometric measurements on digital radiographs or computed tomography, as well as placing implant templates and selecting their optimal standard size. Typically, several treatment types can be planned for a particular patient, which are successful in terms of geometric preoperative planning. But not each of the planned types can be optimal in terms of assessing the stress-strain state of the studied segment of the spinal pelvic complex. Biomechanical modelling provides the possibility of virtual modelling of orthopedic operations, including the assessment of segment stability and implant "survival". Therefore, it

is proposed to use biomechanical modelling as a tool for preoperative planning. In this regard, at the request and with the financial support of the Advanced Research Fund at Saratov University, for the first time, the development of a Russian medical decision support system in surgery of the spinal pelvic complex is being developed, which provides not only the stage of geometric planning of the operation, but also its biomechanical support, as well as predicting treatment results. The aim of this work was to show that biomechanical modelling makes it possible to choose the optimal type of surgical treatment of diseases and injuries of the spine-pelvic complex, and can also be successfully introduced into preoperative planning and successfully function within the framework of the medical decision support system. The paper presents the results of demonstration experiments, in which the optimal treatment types for degenerative diseases of the spine and hip joint were selected using the system. The results of the experiments were consistent with the established clinical practice and literature data, and a group of experts confirmed their clinical viability. It was shown that, together with geometric planning, biomechanical modelling forms a new method (algorithm) for preoperative planning.

Key words: biomechanical modelling, geometric planning, preoperative planning, spine-pelvic complex, medical decision support system.

Получено 23 февраля 2021