

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИЗМОВ ОБРАЗОВАНИЯ  
ПОВРЕЖДЕНИЙ ОРГАНОВ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ ПРИ ТУПОЙ ТРАВМЕ  
МЕТОДОМ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОГО АНАЛИЗА:  
МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ**

**Лаврукова О. С., Морозова В. В., Казакова Е. Л.,  
Панов Н. Г., Ефлов В. Б., Поляков И. А.**

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
«Петрозаводский государственный университет», Петрозаводск, Российская Федерация,  
olgalavrukova@yandex.ru*

Цель работы – описание методики математического моделирования механизмов образования повреждений органов брюшной полости методом конечно-элементного анализа. Для математического моделирования механизмов образования повреждений органов брюшной полости в условиях их подвижности и фиксации при тупой травме планируется построить анатомически корректные трёхмерные модели биомеханического комплекса, включающего нижние отделы грудной клетки, поясничный отдел позвоночника, кости таза, а также селезёнку, печень, поджелудочную железу и основные связочно-сосудистые структуры. Геометрия органов формируется на основе данных КТ-исследований и литературных морфометрических данных. Моделирование выполняется в среде эксплицитной динамики с заданием нелинейных упруговязких свойств тканей по данным экспериментальных и справочных источников. Рассматриваются два состояния органов: «подвижный орган» (пустой желудок, низкий тонус мышц передней брюшной стенки) и «фиксированный орган» (наполненный желудок, вдох, напряжённая передняя брюшная стенка). Далее проводится серия виртуальных ударных воздействий различной силы и направления с оценкой повреждения тканей на основе распределения эквивалентных напряжений и деформаций. Предлагаемая методика моделирования позволяет исследовать принципиальные различия в механизмах повреждения органов брюшной полости в условиях их подвижности и фиксации и может быть использована для последующей формализации диагностических критериев судебно-медицинской оценки силы и условий травмирующего воздействия. На основе результатов моделирования в дальнейшем может быть сформирована матрица соответствия типа повреждения и вероятных условий травмы, пригодная для использования в судебно-медицинской практике как вспомогательный инструмент интерпретации повреждений.

Ключевые слова: тупая травма живота, конечно-элементный анализ, селезёнка, печень, поджелудочная железа, биомеханика, судебно-медицинская экспертиза.

**MATHEMATICAL MODELING OF THE MECHANISMS OF ABDOMINAL ORGANS  
INJURIES FORMATION IN BLUNT TRAUMA BY FINITE ELEMENT ANALYSIS:  
RESEARCH METHODOLOGY**

**Lavrukova O. S., Morozova V. V., Kazakova E. L.,  
Panov N. G., Eflov V. B., Polyakov I. A.**

*Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education Petrozavodsk State University,  
Petrozavodsk, Russian Federation, olgalavrukova@yandex.ru*

The objective of this study is to describe a methodology for mathematical modeling of the mechanisms of abdominal organ injury using finite element analysis. To mathematically model the mechanisms of abdominal organ injury under conditions of mobility and fixation during blunt trauma, it is planned to construct anatomically correct three-dimensional models of a biomechanical complex including the lower thorax, lumbar spine, pelvic bones, as well as the spleen, liver, pancreas, and major ligamentous-vascular structures. The organ geometry is formed based on CT data and literary morphometric data. Modeling is performed in an explicit dynamics environment with the specification of nonlinear viscoelastic properties of tissues based on experimental and reference data. Two organ states are considered: a "mobile organ" (empty stomach, low muscle tone of the anterior abdominal wall) and a "fixed organ" (full stomach, inhalation, tense anterior abdominal wall). A series of virtual impacts of varying strength and direction are then applied, with tissue damage assessed based on the distribution of equivalent stresses and strains. The proposed modeling methodology allows for the investigation of fundamental differences in the mechanisms of injury to abdominal organs under conditions of mobility and

fixation and can be used to subsequently formalize diagnostic criteria for forensic assessment of the force and conditions of traumatic impact. Based on the modeling results, a matrix of correspondence between the type of injury and probable injury conditions can be generated, suitable for use in forensic practice as an auxiliary tool for injury interpretation.

Keywords: blunt abdominal trauma, finite element analysis, spleen, liver, pancreas, biomechanics, forensic examination.

## **Введение**

Повреждения органов брюшной полости при тупой травме являются одной из ведущих причин летальных исходов при дорожно-транспортных, криминальных происшествиях и производственных травмах [1-3]. Наиболее уязвимыми являются паренхиматозные органы – селезёнка, печень, поджелудочная железа, поражения которых часто сопровождаются массивной внутриполостной кровопотерей и поздней диагностикой [4; 5].

Судебно-медицинская оценка механизма образования повреждений традиционно опирается на макроскопическую картину (морфологию разрывов, локализацию гематом) и общие представления о направлениях и силе внешнего воздействия [6]. Однако морфология повреждений существенно зависит не только от величины ударной нагрузки, но и от биомеханического состояния органов в момент травмы: степени наполнения желудка и кишечника, положения диафрагмы, тонуса мышц передней брюшной стенки, наличия или отсутствия фиксации органов к рёбрам и позвоночнику [7; 8].

Современные методы конечно-элементного анализа (КЭА) широко применяются для моделирования травм головы, грудной клетки и опорно-двигательного аппарата [9-11]. Для органов брюшной полости такие модели пока остаются менее разработанными, хотя существует ряд работ, посвящённых моделированию повреждений печени и селезёнки [12; 13]. При этом вопросы влияния подвижности/фиксации органов и наполнения полых структур на характер повреждений, особенно в судебно-медицинском контексте, изучены ограниченно.

**Цель настоящего исследования** – разработка и описание методики математического моделирования механизмов образования повреждений органов брюшной полости при тупой травме методом конечно-элементного анализа.

## **Материал и методы исследования**

Описана методика исследования по установлению зависимости локализации, морфологии и объёма повреждений селезёнки, печени и поджелудочной железы от их положения (подвижное/фиксированное), степени наполнения желудка и кишечника и параметров внешнего ударного воздействия методом конечно-элементного анализа, разработанная совместно специалистами Медицинского института имени профессора А. П. Зильбера, физико-технического института и института лесных, горных и строительных наук Петрозаводского государственного университета.

Для достижения цели исследования необходимо решить следующие задачи: а) создать анатомически корректные 3D-модели органов и окружающих структур (рёбра, позвоночник, мышцы, кости таза); б) задать физико-механические свойства тканей (модули упругости, пределы прочности) с учётом скоростной зависимости; в) смоделировать граничные условия для двух состояний органов: «подвижный орган» и «фиксированный орган»; г) провести серию виртуальных ударных воздействий с вариацией силы и вектора удара; д) определить пороговые значения разрушения тканей на основе распределения эквивалентных напряжений и деформаций.

### **Результаты разработки методики и её обсуждение**

Научная новизна данной работы заключается не в представлении окончательных результатов моделирования, а в разработке методики исследования, позволяющей сопоставлять тип и локализацию повреждений паренхиматозных органов с условиями тупой травмы на основе конечно-элементного анализа.

*Построение моделей.* Геометрия костного каркаса (рёбра с 7-го по 12-е, грудина, поясничный отдел позвоночника на уровне 1-2-го поясничных позвонков) формируется на основе обезличенных КТ-исследований взрослых лиц без патологии грудной и брюшной полости (возраст 25-50 лет). В таком случае можно использовать 3d slicer или inVesalius.

Селезёнка моделируется как орган полусферической/бобовидной формы с выделением капсулы, паренхимы, сосудистой ножки и основных связок (желудочно-селезёночная, диафрагмально-селезёночная). Печень представлена в виде двух долей сложной формы с моделированием серповидной, венечной связок и участка нижней полой вены как зоны жёсткой фиксации. Поджелудочная железа имеет удлинённую форму, как бы «оггибающую» тела 1-2-го поясничных позвонков, с подчёркнутым забрюшинным расположением и контактами с позвоночником.

Импактор (ударник) – элемент механизма ударного действия – моделируется как жёсткое тело сферической формы диаметром 80-100 мм, массой 3-5 кг, с возможностью задания начальной скорости или силы/импульса.

В настоящей работе в качестве базового программного контура рассматривается следующая последовательность: сегментация – 3D Slicer, построение сетки – Salome, расчёт – FEBio, визуализация – ParaView/FEBio Studio. Локальное сгущение сетки выполняется в областях предполагаемых концентраций напряжений: воротах селезёнки, серповидной связке печени, месте прилегания поджелудочной железы к телам позвонков. Использование данного программного обеспечения позволяет имитировать удары и другие резкие нагрузки, где элементы модели могут сильно деформироваться и взаимодействовать при контакте.

*Физико-механические свойства тканей.* Механические свойства тканей задаются на основании данных литературы [14] с последующей калибровкой по данным опубликованных биомеханических испытаний и, на последующих этапах, собственных исследований на трупном материале.

Паренхиматозные органы (селезёнка, печень и поджелудочная железа) моделируются как анизотропные вязкоупругие материалы, а связки и сосуды – как упруго-пластические с возможностью разрушения при превышении предельной деформации.

*Граничные условия и исследуемые сценарии.* Ключевым элементом исследования является моделирование двух принципиально различных биомеханических состояний органов.

Сценарий А: «подвижный орган». Желудок и кишечник: моделируются пустыми, внутрибрюшное давление минимальное. Передняя брюшная стенка: сниженный тонус мышц, податливое смещение при ударе. Селезёнка: сосудистая ножка имеет степень свободы (контролируемое перемещение), связки представлены как мягкие упругие элементы; контакт с нижними рёбрами – скользящий. Печень: фиксация только в области нижней полой вены и связочного аппарата; диафрагма - податливая (соответствует выдоху). Поджелудочная железа: смещается вместе с забрюшинной клетчаткой и прилежащими тканями; прямое сжатие между импактором и позвоночником минимально.

Сценарий Б: «фиксированный орган». Желудок: смоделирован как наполненный (увеличенный объём, более высокая эффективная жёсткость), «поджимающий» селезёнку и печень к рёбрам и позвоночнику. Диафрагма и передняя брюшная стенка: повышенный тонус (состояние вдоха), ограничивающий переднезаднее смещение органов. Селезёнка: сосудистая ножка моделируется как фиксированная либо с существенным ограничением перемещений; селезёнка прижата к нижним рёбрам и позвоночнику. Печень: опущенная и напряжённая диафрагма прижимает печень к рёбрам; снижается амплитуда инерционного смещения. Поджелудочная железа: реализуется ситуация «молот – наковальня» - железа прижата к позвоночнику натянутым желудком/передней брюшной стенкой, что приводит к высокой концентрации напряжений при ударе.

Моделируются ударные воздействия твёрдым тупым предметом: селезёнка – например, удар в левое подреберье под углом  $45^\circ$  спереди-назад и снизу-вверх; печень – например, удар в правое подреберье и эпигастральную область; поджелудочная железа – например, центральный удар в эпигастральную область с проекцией на тела 1-2-го поясничных позвонков. Сила удара варьирует в диапазоне 100-4000 Н, что соответствует: 100 Н – «бытовой» толчок; 1000-1750 Н – удар средней силы; 2000-3000 Н – сильный «поставленный» удар; 4000 Н – удар профессионального спортсмена (боксёр, удар ногой) [15; 16]. Для

эксплицитного расчёта задаются начальная скорость импактора, соответствующая требуемой силе/импульсу, с учётом его массы.

*Критерии повреждения и план статистической обработки.* Повреждение тканей оценивают на основе распределения эквивалентных напряжений и деформаций в тканях. В зависимости от достигнутого уровня механической нагрузки выделяют три условные зоны. Зелёная зона соответствует безопасному уровню нагрузки, жёлтая – нагрузке, близкой к критической и связанной с риском образования подкапсульных гематом, красная – критическому превышению прочностных характеристик ткани, характерному для разрыва капсулы и паренхимы органа.

Локализация максимумов напряжений также оценивается в трёх областях: зона первичного удара; связочно-сосудистый аппарат (инерционно-тракционные повреждения); контрлатеральная поверхность органа (механизм «противоудара»).

Для каждой комбинации «состояние органа – сила удара – направление» предусматривается серия расчётов (ориентировочно  $n=5$ ) с варьированием отдельных параметров (состояние мышечной ткани, степень наполнения желудка) в пределах физиологического диапазона. Пороговые значения силы, соответствующие появлению критической зоны повреждения в тех или иных структурах, планируется оценивать по медиане и межквартильному интервалу. На этапе выполнения серии расчётов статистическая обработка может быть проведена с использованием пакета Statistica; для межгрупповых сравнений предполагается применение непараметрических критериев при уровне значимости  $p<0,05$ .

Далее приводим условный пример постановки одного виртуального эксперимента (постановки задачи): удар в левое подреберье под углом  $45^\circ$  спереди назад и снизу вверх импактором массой 4 кг. При заданной начальной скорости 6 м/с величина импульса составляет 24 кг·м/с, а кинетическая энергия – 72 Дж. В расчёте сопоставляются два состояния: «подвижный орган» и «фиксированный орган». Оцениваются максимальные эквивалентные напряжения в области ворот селезёнки, капсулы и контрлатеральной поверхности органа.

*Ограничения исследования включают:* 1) использование усреднённых механических свойств тканей без учёта возрастных и патологических изменений (стеатоз, фиброз, цирроз, спленомегалия и др.), а также, в дальнейшем, и с такими патологическими изменениями, как фиброз/цирроз; 2) упрощённое моделирование полых органов без учёта реального распределения внутрипросветного давления; 3) отсутствие индивидуальной анатомической variability (форма рёбер, положение органов). Для повышения точности модели

необходима верификация на основании собственных биомеханических испытаний тканей, в том числе с учётом различных возрастных групп и патологических состояний.

*Предварительные биомеханические исследования на трупном материале для определения механических свойств тканей.* Для обеспечения достоверности конечно-элементной модели требуется проведение целенаправленных биомеханических экспериментов на трупном материале селезёнки, печени, поджелудочной железы, сосудов и связок.

1. Отбор и подготовка материала: трупный материал от лиц 18-60 лет, без заболеваний исследуемых органов (всего по 50 образцов); давность смерти – до 24 часов, хранение при +4 °С; испытания проводятся при температуре, максимально приближенной к комнатной.

2. Механические испытания тканей.

2.1. Одноосное сжатие. Образцы: цилиндры ( $d=10-20$  мм,  $h=10-20$  мм) или кубики ( $15 \times 15 \times 15$  мм) из паренхимы селезёнки, печени и поджелудочной железы, без крупных сосудов и капсулы. Методика: сжатие с постоянной скоростью до разрушения, регистрация кривой «напряжение – деформация». Результат: модуль Юнга на начальном линейном участке, предел текучести, предельная деформация и напряжение разрушения (размозжения).

2.2. Индентирование. Целый орган (с сохранной капсулой) подвергается локальному вдавливанию сферическим индентором, что позволяет оценить эффективную «жесткость» органа как комплекса «капсула + паренхима», что важно для моделирования контакта с рёбрами и импактором.

3. Испытания капсулы, связок и сосудов.

3.1. Одноосное растяжение. Образцы: полоски кожи, мышц, капсулы и ткани печени, селезёнки, поджелудочной железы, крупных сосудов, желудочно-селезёночной, диафрагмально-селезёночной, серповидной и венечной связок (формы «прямоугольник»). Методика: растяжение до полного разрыва. Результат: диаграмма «напряжение – деформация», предел прочности ( $\sigma_{max}$ ), предельная деформация ( $\varepsilon_{max}$ ), модуль Юнга либо его прямые аналоги, применяемые в механике мягких материалов – модуль сдвига и модуль накопления. Использование указанных характеристик позволит более корректно описывать биологические ткани как мягкие слабосжимаемые среды с выраженными вязкоупругими/упруго-пластическими свойствами.

4. Скоростная зависимость (динамические испытания). Поскольку ткани обладают выраженными вязкоупругими свойствами, испытания проводятся при разных скоростях деформации: 50 и 100 мм/минуту.

5. Исследование анизотропии (особенно актуально для печени и поджелудочной железы): выделение образцов вдоль основных сосудистых и протоковых пучков и

перпендикулярно им; сравнение модулей упругости и пределов прочности по разным направлениям. При выявлении значимой анизотропии (различия  $>20-30\%$ ) в конечно-элементной модели следует использовать ортотропные или анизотропные материалы-модели.

Все испытания образцов проводятся на испытательной разрывной машине компании Shimadzu. Программное обеспечение позволяет полностью контролировать процесс испытания через компьютер. Высокая скорость выборки (0,2 мс) позволяет получать высокую точность диаграммы растяжения. Регистрируются любые внезапные изменения силы, происходящие во время испытания. При растяжении образцов для исключения их выскользывания из зажимов разрывной машины используются наждачная бумага и клеевой состав (цианоакрилатный клей).

#### 6. Итоговый протокол.

Для каждого образца фиксируются: тип ткани и орган исследования; вид нагрузки (сжатие/растяжение/индентирование); скорость деформации; модуль Юнга  $E$  (МПа) либо его прямые аналоги; предел прочности  $\sigma_{max}$  (МПа), предельная деформация  $\epsilon_{max}$ . Эти данные в дальнейшем позволят калибровать используемые в конечно-элементной модели диапазоны предела прочности и модуля Юнга (его аналогов) для соответствия конкретной возрастной группе и состоянию ткани, а также проводить персонализированные расчёты (например, для пожилых лиц со сниженной прочностью связок).

*Практическое значение для судебно-медицинской экспертизы.* На основе данных, получаемых при моделировании, может быть сформирована диагностическая карта-матрица, связывающая тип повреждения с вероятной силой удара и состоянием органов в момент травмы. Например:

А. Отрыв сосудистой ножки селезёнки при относительно сохранной паренхиме  $\rightarrow$  удар  $\geq 2000$  Н, состояние фиксации (наполненный желудок, вдох).

Б. Субкапсулярная гематома селезёнки без разрыва ворот и выраженного размозжения  $\rightarrow$  удар 1000–2000 Н при подвижном органе.

В. Поперечный разрыв тела поджелудочной железы при минимальных повреждениях печени  $\rightarrow$  удар в эпигастрий при сценарии «молот – наковальня».

Такая матрица может использоваться судебно-медицинским экспертом как дополнительный инструмент при реконструкции механизма травмы на основании морфологической картины.

#### **Заключение**

Представлены дизайн исследования и методика математического моделирования повреждений органов брюшной полости при тупой травме на основе конечно-элементного

анализа. Предложенный подход к построению анатомически и биомеханически обоснованной модели комплекса «грудная клетка – позвоночник – органы брюшной полости» создаёт основу для изучения механизмов повреждения селезёнки, печени и поджелудочной железы в различных биомеханических условиях. В рамках разрабатываемой модели предполагается, что подвижность органов может усиливать роль инерционных механизмов травмы и способствовать формированию преимущественно подкапсульных и связочных повреждений, тогда как их фиксация может быть связана с более ранним достижением критических напряжений и более глубокими разрывами паренхимы. Для поджелудочной железы особый интерес представляет механизм типа «молот – наковальня», требующий отдельной верификации в серии расчётов и биомеханических испытаний. Предварительные исследования паренхимы, капсулы, связочного аппарата и сосудов на трупном материале необходимы для калибровки и верификации модели. Результаты, которые будут получены при реализации предложенной методики, могут стать основой стандартизированной диагностической матрицы для судебно-медицинской оценки силы, направления и условий тупой травмы живота.

### Список литературы

1. Coccolini F., Fugazzola P., Morganti L. et al. The World Society of Emergency Surgery (WSES) spleen trauma classification: a useful tool in the management of splenic trauma // *World J. Emerg Surg.* 2019. Vol. 14. P. 30. DOI: 10.1186/s13017-019-0246-1.
2. Kozar R. A., Crandall M., Shanmuganathan K., Zarzaur B. L., Coburn M., Cribari C., Kaups K., Schuster K., Tominaga G. T. AAST Patient Assessment Committee. Organ injury scaling 2018 update: Spleen, liver, and kidney // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery.* 2018. Vol. 85. № 6. P. 1119-1122. DOI: 10.1097/TA.0000000000002058.
3. Пиголжин Ю. И., Дубровина И. А., Дубровин И. А., Шестаков А. М. Судебно-медицинская классификация повреждений печени при тупой травме живота. Судебно-медицинская экспертиза. 2012. Т. 55. № 5. С. 8-10.
4. Stassen N. A., Bhullar I., Cheng J. D., Crandall M. L., Friese R. S., Guillaumondegui O. D., Jawa R. S., Maung A. A., Rohs T. J. Jr., Sangosanya A., Schuster K. M., Seamon M. J., Tchorz K. M., Zarzaur B. L., Kerwin A. J. Selective nonoperative management of blunt splenic injury: an Eastern Association for the Surgery of Trauma practice management guideline // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery.* 2012. Vol. 73. № 5 (Suppl 4). P. S294-300. DOI: 10.1097/TA.0b013e3182702afc.

5. Coccolini F., Coimbra R., Ordonez C., Kluger Y., Vega F., Moore E. E., Biffl W., Peitzman A., Horer T., Abu-Zidan F. M., Sartelli M., Fraga G. P., Cicuttin E., Ansaloni L., Parra M. W., Millán M., DeAngelis N., Inaba K., Velmahos G., Maier R., Khokha V., Sakakushev B., Augustin G., di Saverio S., Pikoulis E., Chirica M., Reva V., Leppaniemi A., Manchev V., Chiarugi M., Damaskos D., Weber D., Parry N., Demetrashvili Z., Civil I., Napolitano L., Corbella D., Catena F.; WSES expert panel. Liver trauma: WSES 2020 guidelines // *World Journal of Emergency Surgery*. 2020. Vol. 15. № 1. P. 24. DOI: 10.1186/s13017-020-00302-7.
6. Yoganandan N., Shah A., Koser J., Stemper B. D., Somberg L., Chancey V. C., McEntire J. Behind Armor Blunt Trauma: Liver Injuries Using a Live Animal Model // *Military Medicine*. 2024. № 189 (Suppl 3). P. 659-664. DOI: 10.1093/milmed/usae214.
7. Biffl W. L., Ball C. G., Moore E. E., West M., Russo R. M., Balogh Z. J., Kornblith L., Castelo M. WTA Multicenter Trials Group on Pancreatic Injuries. Current use and utility of magnetic resonance cholangiopancreatography, endoscopic retrograde cholangiopancreatography, and pancreatic duct stents: A secondary analysis from the Western Trauma Association multicenter trials group on pancreatic injuries // *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 2023. Vol. 95. № 5. P. 719-725. DOI: 10.1097/TA.0000000000003990.
8. Al-Thani H., Ramzee A.F., Al-Hassani A., Strandvik G., El-Menyar A. Traumatic Pancreatic Injury Presentation, Management, and Outcome: An Observational Retrospective Study From a Level 1 Trauma Center // *Frontiers in Surgery*. 2022. № 8. P. 771121. DOI: 10.3389/fsurg.2021.771121.
9. Budday S., Ovaert T. C., Holzapfel G. A., Steinmann P., Kuhl E. Fifty Shades of Brain: A Review on the Mechanical Testing and Modeling of Brain Tissue // *Archives of Computational Methods in Engineering*. 2020. Vol. 27. № 4. P. 1187-1230. DOI: 10.1007/s11831-019-09352-w.
10. Iraeus J., Brolin K., Pipkorn B. Generic finite element models of human ribs, developed and validated for stiffness and strain prediction - To be used in rib fracture risk evaluation for the human population in vehicle crashes // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020. № 106. P. 103742. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103742.
11. Cebull H. L., Rayz V. L., Goergen C. J. Recent Advances in Biomechanical Characterization of Thoracic Aortic Aneurysms // *Front. Cardiovasc. Med*. 2020. № 7. P. 75. DOI: 10.3389/fcvm.2020.00075.
12. Zhu J., Su Y., Liu Z., Liu B., Sun Y., Gao W., Fu Y. Real-time biomechanical modelling of the liver using LightGBM model // *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2022. Vol. 18. № 6. P. e2433. DOI: 10.1002/rcs.2433.
13. Morrison O., Destrade M., Tripathi B. B. An atlas of the heterogeneous viscoelastic brain with local power-law attenuation synthesised using Prony-series // *Acta Biomaterialia*. 2023. № 169. P. 66-87. DOI: 10.1016/j.actbio.2023.07.040.

14. Yamada H. Strength of Biological Materials. Baltimore: Williams & Wilkins; 1970. 297 p. ISBN-10: 0683093231.
15. Walilko T. J., Viano D. C., Bir C. A. Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face // British Journal of Sports Medicine. 2005. Vol. 39. № 10. P. 710-719. DOI: 10.1136/bjism.2004.014126.
16. Atha J., Yeadon M. R., Sandover J., Parsons K. C. The damaging punch. British Medical Journal (Clinical Research Edition). 1985. Vol. 291. № 6511. P. 1756-1757. DOI: 10.1136/bmj.291.6511.1756.

**Конфликт интересов:** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest:** The authors declare that there is no conflict of interest.

**Финансирование:** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования.

**Financing:** The research was performed without external funding.