

УДК 617.58.001.573-001:623.454.833

DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

# Применение математической модели нижней конечности человека для моделирования ударно-волнового воздействия контактного взрыва

А.В. Денисов<sup>1</sup>, С.В. Матвейкин<sup>2</sup>, С.В. Заикин<sup>3</sup>, А.В. Анисин<sup>1</sup>, С.Н. Васильева<sup>1,4</sup>, Е.А. Селиванов<sup>5</sup><sup>1</sup> Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова, Санкт-Петербург, Россия;<sup>2</sup> Военно-инженерная ордена Кутузова академия имени Героя Советского Союза генерал-лейтенанта инженерных войск Д.М. Карбышева, Красногорск, Россия;<sup>3</sup> Центральный научно-исследовательский институт специального машиностроения, Хотьково, Московская область, Россия;<sup>4</sup> Научно-производственное объединение специальных материалов, Санкт-Петербург, Россия;<sup>5</sup> 111-й Главный государственный центр судебно-медицинских и криминалистических экспертиз, Санкт-Петербург, Россия

## АННОТАЦИЯ

Обосновывается имитационная конечно-элементная модель процесса разрушения биоматериалов опорно-двигательного аппарата человека при ударно-волновом воздействии контактного взрыва для прогнозирования характера и объема повреждения нижних конечностей человека, в том числе при проектировании специальной взрывозащитной обуви. Анализируются научные данные, описывающие физико-механические свойства биологических тканей нижних конечностей человека и их поведение при локальном ударно-волновом воздействии. Осуществлен подбор механического поведения для каждого биологического материала в составе математической модели нижней конечности человека. Обоснована оригинальная конечно-элементная модель нижней конечности человека с настроенным взаимодействием основных составляющих ее анатомических структур друг с другом. Проведена верификация разработанной расчетной модели с данными, полученными по результатам экспериментов с механическим и ударно-волновым воздействием. Создана специализированная программа обработки полученных данных, в которой реализован алгоритм обработки получаемых графических изображений изменений показателей давлений и ускорений во времени, с целью получения кривых толерантности. Проведен ряд численных расчетов, имитирующих контактный подрыв через защитную композицию разработанной модели нижней конечности. По результатам проведенных расчетов получены кривые толерантности давлений и ускорений, созданы анимации поведения анатомических структур нижней конечности человека при ударно-волновом воздействии, получена визуализация распространения поля давлений в них. В перспективе представленная методика проведения «виртуальных» испытаний может применяться для решения ряда прикладных вопросов тестирования средств защиты нижних конечностей сапера на этапе их разработки. В целом применение методик компьютерного моделирования будет способствовать сокращению времени и затрат на производство новых образцов защитных изделий в интересах обороноспособности страны.

**Ключевые слова:** математическое моделирование; моделирование биологических тканей; пространственная конечно-элементная модель; факторы близкого взрыва; противоминная защита; средство защиты нижних конечностей; кривые толерантности давлений; ударно-волновое воздействие.

## Как цитировать

Денисов А.В., Матвейкин С.В., Заикин С.В., Анисин А.В., Васильева С.Н., Селиванов Е.А. Применение математической модели нижней конечности человека для моделирования ударно-волнового воздействия контактного взрыва // Вестник Российской военно-медицинской академии. 2024. Т. 26, № 3. С. 337–348. DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

# Application of a mathematical model of a human lower limb for modeling shock-wave effects of contact explosion

A.V. Denisov<sup>1</sup>, S.V. Matveikin<sup>2</sup>, S.V. Zaikin<sup>3</sup>, A.V. Anisin<sup>1</sup>, S.N. Vasilyeva<sup>1,4</sup>, E.A. Selivanov<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Kirov Military Medical Academy, Saint Petersburg, Russia;

<sup>2</sup> Military Engineering Order of Kutuzov Academy named after Hero of the Soviet Union Lieutenant General of Engineering Troops D.M.Karbyshv, Krasnogorsk, Russia;

<sup>3</sup> Central Research Institute of Special Mechanical Engineering, Khotkovo, Russia;

<sup>4</sup> Special Materials Corporation, Saint Petersburg, Russia;

<sup>5</sup> 111<sup>th</sup> Main State Center for Forensic Medical and Forensic Examinations, Saint Petersburg, Russia

## ABSTRACT

A simulation finite-element model of the destruction process of biomaterials of the human musculoskeletal system under shock-wave effects of a contact explosion is substantiated to predict the nature and extent of damage to the lower limbs, including designing special explosion-proof shoes. The physical and mechanical properties of the biological tissues of human lower limbs and their behavior under local shock-wave action were analyzed. The mechanical behavior of each biological material as part of a mathematical model of a human lower limb was selected. The original finite-element model of the human lower limb symmetrically interacted with the main components of its anatomical structures. The developed computational model was verified using data obtained from the results of experiments on mechanical and shock-wave effects. A specialized program for processing the received data was created, which implements an algorithm for processing received graphic images of changes in pressure indicators and accelerations over time to obtain tolerance curves. Several numerical calculations were performed to simulate contact detonation through the protective composition of the developed model of the lower limb. Pressure and acceleration tolerance curves were derived from the results of the calculations, animations of the behavior of anatomical structures of the lower limb under shock-wave action were created, and the propagation of the pressure field within them was visualized. In the future, the proposed method of conducting "virtual" tests can be employed to solve application issues of testing to protect the lower extremities of sappers. In general, the use of computer modeling techniques will help reduce the time and cost of producing new samples of protective products in the interests of the country's defense capability.

**Keywords:** mathematical modeling; modeling of biological tissues; spatial finite element model; factors of a near explosion; mine protection; means of protecting the lower extremities; pressure tolerance curves; shock wave effect.

## To cite this article

Denisov AV, Matveikin SV, Anisin AV, Zaikin SV, Vasilyeva SN, Selivanov EA. Application of a mathematical model of a human lower limb for modeling shock-wave effects of contact explosion. *Bulletin of the Russian Military Medical Academy*. 2024;26(3):337–348. DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

Received: 27.03.2024

Accepted: 06.06.2024

Published: 03.08.2024

DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

# 应用人体下肢数学模型模拟接触爆炸的冲击波效应

A.V. Denisov<sup>1</sup>, S.V. Matveikin<sup>2</sup>, S.V. Zaikin<sup>3</sup>, A.V. Anisin<sup>1</sup>, S.N. Vasilyeva<sup>1,4</sup>, E.A. Selivanov<sup>5</sup><sup>1</sup> Kirov Military Medical Academy, Saint Petersburg, Russia;<sup>2</sup> Military Engineering Order of Kutuzov Academy named after Hero of the Soviet Union Lieutenant General of Engineering Troops D.M.Karbyshev, Krasnogorsk, Russia;<sup>3</sup> Central Research Institute of Special Mechanical Engineering, Khotkovo, Russia;<sup>4</sup> Special Materials Corporation, Saint Petersburg, Russia;<sup>5</sup> 111<sup>th</sup> Main State Center for Forensic Medical and Forensic Examinations, Saint Petersburg, Russia

## 摘要

人体肌肉骨骼系统的生物材料在接触爆炸的冲击波冲击下的破坏过程的有限元模拟模型已得到证实，可用于预测人体下肢损伤的性质和程度，包括设计特殊防爆鞋。分析了描述人体下肢生物组织物理力学特性及其在局部冲击波作用下行为的科学数据。作为人体下肢数学模型的一部分，对每种生物材料的机械性能进行了选择。对人体下肢的原始有限元模型进行了论证，并调整了其组成解剖结构之间的相互作用。利用机械和冲击波效应实验结果获得的数据对开发的计算模型进行了验证。创建了一个处理所获数据的专门程序，其中采用了一种算法来处理所获得的压力和加速度指数随时间变化的图形图像，以获得公差曲线。通过所开发的下肢模型的防护组合，进行了一系列模拟接触爆炸的数值计算。根据计算结果，获得了压力和加速度的公差曲线，创建了冲击波作用下人体下肢解剖结构行为的动画，并获得了压力场在其中传播的可视化效果。今后，所介绍的进行“虚拟”测试的方法可用于解决爆炸物处理下肢防御设备开发阶段测试的一些应用问题。总之，计算机建模技术的应用将有助于减少生产新防护产品样品的时间和成本，从而提高国家的防御能力。

**关键词：**数学建模；生物组织建模；空间有限元模型；近距离爆炸因素；防雷保护；下肢防护；压力耐受曲线；冲击波效应。

## 引用本文

Denisov AV, Matveikin SV, Anisin AV, Zaikin SV, Vasilyeva SN, Selivanov EA. 应用人体下肢数学模型模拟接触爆炸的冲击波效应. *Bulletin of the Russian Military Medical Academy*. 2024;26(3):337–348. DOI: <https://doi.org/10.17816/brmma629470>

收稿：27.03.2024

录用：06.06.2024

发表：03.08.2024

## ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время для изучения процессов, возникающих в организме человека от действия повреждающих факторов взрыва и выстрела, в том числе при условии использования средств индивидуальной бронезащиты, в основном применяется принцип натурного моделирования. Для этого в подобного рода исследованиях применяются либо объекты биологического происхождения (трупы людей и их отдельные части, а также различные виды экспериментальных животных), либо различные имитаторы (биоимитаторы тканей организма человека, технические имитаторы тела человека или его части). Однако проведение медико-биологических исследований с использованием экспериментальных животных значительно затруднено ввиду проблем этического характера и сложности сравнения опорно-двигательного аппарата животного и человека по причине их анатомического различия. Еще более значительные проблемы имеет практика использования в качестве объектов испытаний живых людей или частей человеческих трупов [1, 2].

Одним из путей решения данной проблемы является внедрение в испытательную деятельность различных методик моделирования, основанных на использовании биоимитаторов живых тканей организма, различных технических устройств, позволяющих регистрировать различные параметры воздействия, а также имитационные модели, позволяющие полностью моделировать сам процесс испытаний. На современном этапе в научных исследованиях технического характера широко применяются программные комплексы компьютерного инженерного анализа (computer-aided engineering). Основной прикладной задачей данной методики можно считать подбор оптимальных параметров материалов сложных структур, а также создание моделей взаимодействия данных материалов между собой и их разрушения [3, 4].

Как показала практика, при разработке численных моделей поведения биоматериалов даже при решении схожих задач не удается достигнуть полного соответствия результатов моделирования и натуральных испытаний ввиду сильного влияния индивидуальных геометрических и физико-механических параметров каждого биологического образца на конечный результат. Кроме того, задачу расчета предполагаемых разрушений биоматериала от многофакторного воздействия близкого взрыва еще больше усложняет добавление в расчетную модель элементов защитной структуры [5, 6].

Повреждения голени и стоп, возникающие при контактом подрыве защищенных специальной взрывозащитной обувью нижних конечностей, можно обоснованно отнести к отдельному виду минно-взрывного ранения — «запреградной» минно-взрывной травме в условиях использования взрывозащитной обуви. При условии достаточной защитной эффективности обуви данная травма в большинстве случаев характеризуется затратой

большой части энергии близкого взрыва на разрушение защитных элементов подошвы и передачей оставшейся — на «ударный сдвиг» подлежащих структур стопы. В данном случае у раненого могут наблюдаться различные преимущественно закрытые повреждения в виде ссадин кожи, ушибов мягких тканей, повреждений связочного аппарата и переломов костей стопы, а также нижней трети голени. При этом, в случае разрушения защитной конструкции могут наблюдаться повреждения, свойственные классическому контактному минно-взрывному ранению с открытыми повреждениями и даже отрывами стопы [7, 8].

**Цель исследования** — обосновать конечно-элементную модель нижней конечности человека для имитации процесса разрушения биоматериалов опорно-двигательного аппарата при ударно-волновом воздействии контактного взрыва для прогнозирования характера и объема повреждения нижних конечностей человека, в том числе для решения прикладных задач при проектировании специальной взрывозащитной обуви.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для моделирования воздействия ударно-волновых процессов на нижнюю конечность и оценки поведения составляющих ее биологических материалов при контактом действии взрыва использовали методику конечных элементов. Данная методика современной вычислительной механики основана на разложении исследуемой конструкции на отдельные части — конечные элементы, соединяющиеся между собой в узлах. Совокупность соединенных между собой и прикрепленных к основанию конечных элементов образует расчетную схему, называемую конечно-элементной (расчетной) моделью.

С использованием приведенных в научной литературе данных, описывающих физико-механические свойства биологических тканей нижних конечностей человека, а также их поведение при ударно-волновом воздействии, была разработана оригинальная полномасштабная конечно-элементная модель нижней конечности взрослого мужчины с максимальным учетом всех размерных характеристик ее анатомических структур и физико-механических свойств основных биологических тканей. Ввиду трудоемкости и сложности процесса основные этапы создания данной модели отражены в разделе результаты и их обсуждение.

Полученная конечно-элементная модель была верифицирована путем сравнения расчетных и экспериментальных данных (показателей давлений и ускорений), полученных при подрыве взрывчатого вещества (ВВ) массой 75 г под защитной структурой (металлической плитой, имитирующей защитную композицию обуви сапера), над которой устанавливались анатомические препараты нижней конечности человека (исследования проводились в рамках научно-исследовательской работы по созданию

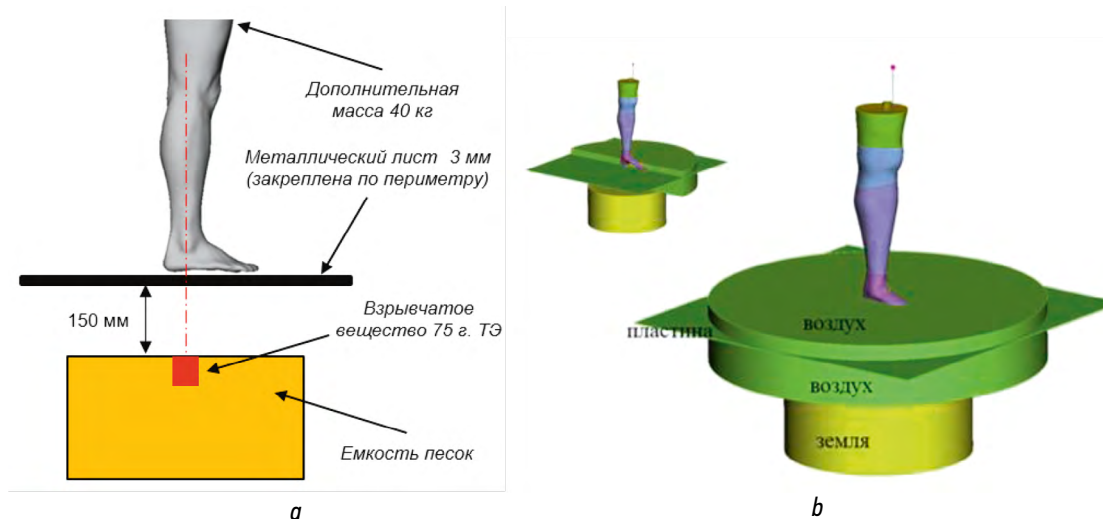


Рис. 1. Схематическое изображение проведения эксперимента: *a* — схема эксперимента; *b* — схема расчета  
 Fig. 1. Presentation of the experiment and associated calculations: *a* — experimental scheme; *b* — calculation scheme

защитной обуви сапера, проводимой в интересах инженерных войск России).

После завершения исследований был проведен анализ данных рентгенографических признаков поврежденных фрагментов нижних конечностей, анализ данных высокоскоростной видеосъемки и данных, полученных с датчиков ускорения и давления. Принципиальная схема проведения натурного эксперимента приведена на рисунке 1.

По результатам проведения виртуального (численного) эксперимента по моделированию воздействия поражающих факторов контактного взрыва подрыва на нижнюю конечность человека выполнен анализ полей распространения давлений и ускорений в графическом формате, а также спрогнозирован характер возможных разрушений основных анатомических структур нижней конечности человека.

Работа проведена в рамках выполнения НИР «Исследование путей создания защитной обуви сапера» (шифр «Стопа»), включенной в план научной работы Вооруженных сил Российской Федерации.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

В основу разработанной нами математической модели материалов губчатого и компактного вещества костей (бедренная, малоберцовая, большеберцовая) конечно-элементной модели нижней конечности была положена модель упруго-вязко-пластического материала с критерием разрушения, основанным на максимальном значении эффективной пластической деформации. В данной модели необходимо обязательно учитывать эффект пластичности, так как накопление деформации является значимым фактором и вместе с тем может служить индикатором возможного повреждения. Для материалов надколенника, таранной, кубовидной, ладьевидной, латеральной

клиновидной, промежуточной клиновидной и медиальной клиновидной кости, плюсны и фаланг в целом также присутствуют физико-механические характеристики материалов большеберцовой кости. Важно отметить, что пяточная кость ввиду выраженности «костно-мозговой составляющей» (красный костный мозг) была разделена не на два, а на три слоя: компактное вещество, губчатое вещество и костный мозг [9, 10]. Физико-механические свойства костей в используемой численной модели приведены в таблице 1.

Для моделирования мышц нижней конечности использовалась гиперупругая модель материала с возможностью задания вязких свойств, предложенная рядом авторов [11, 12]. Уравнения, которые заложены в карты материалов, подробно описаны в руководстве пользователя программного комплекса «LS-DYNA» [13]. Физико-механические свойства мышечных тканей приведены в таблице 2.

Для моделирования кожного покрова человека принято использовать модели гиперупругих и вязкоупругих материалов. В работе M. Ottenio et al. [14] приводится сравнительный анализ таких гиперупругих моделей материалов, как Муни-Ривлин (Mooney-Rivlin), Огден (Ogden) и Нео-Хукена (Neo-Hookean), которые были подобраны экспериментально с помощью программного комплекса «SIMULIA Abaqus». В качестве модели кожного покрова нами была использована именно модель Огдена ввиду наиболее точного описания кожи. Физико-механические свойства кожи приведены в таблице 3.

Для моделирования сухожилий обычно используют дискретные элементы (пружины). Для дискретных элементов, имеющих одну единственную степень свободы, используется математическая модель материала «MAT\_SPRING\_GENERAL\_NONLINEAR». Данный материал моделирует характеристики упругой пружины (сжатия или кручения) с переменной жесткостью.

**Таблица 1.** Физико-механические свойства костей нижней конечности  
**Table 1.** Physical and mechanical properties of the bones of the lower limbs

Показатель	Плотность ( $\rho$ ), кг/м <sup>3</sup>	Модуль Юнга (E), МПа	Коэффициент Пуассона ( $\nu$ ), отн. ед.	Модуль сдвига (G), МПа	Объемный модуль упругости (K), МПа
Компактное вещество трубчатой кости	$2 \times 10^3$	15 000	0,3	5769	12 500
Губчатое вещество трубчатой кости	$1,1 \times 10^3$	445	0,3	–	–
Компактное вещество губчатой кости	$2 \times 10^3$	14 000	0,3	5385	11 667
Губчатое вещество губчатой кости	$1,1 \times 10^3$	292	0,3	–	–
Красный костный мозг губчатой кости	$2 \times 10^3$	15 000	0,3	5769	12 500
Компактное вещество трубчатой кости	$6 \times 10^3$	445	0,45	–	–
Губчатое вещество трубчатой кости	$9,75 \times 10^3$	2	0,167	–	–

**Таблица 2.** Физико-механические свойства мышечных тканей  
**Table 2.** Physical and mechanical properties of muscle tissues

Показатель	Величина
Плотность, кг/м <sup>3</sup>	$1,1 \times 10^3$
Коэффициент Пуассона, отн. ед.	0,495
Модуль сдвига для частотно независимого демпфирования, МПа	1
Предельное напряжение для частотно независимого фрикционного демпфирования, МПа	0,001
Гиперэластичные коэффициенты (C10), отн. ед.	0,04
Дополнительный модуль релаксации сдвига (GI_1), МПа	0,1
Параметр затухания (BETA1_1), отн. ед.	0,1
Деформация при разрушении (MAT_ADD_EROSIONEFFEPS), отн. ед.	1,1

**Таблица 3.** Физико-механические свойства кожи  
**Table 3.** Physical and mechanical properties of the skin

Показатель	Величина
Плотность, кг/м <sup>3</sup>	$1,1 \times 10^3$
Коэффициент Пуассона, отн. ед.	0,495
Модуль сдвига, МПа	0,0096
Показатель степени, отн. ед.	35,993
Модуль релаксации сдвига (GI_1), МПа	0,34
Постоянная затухания (BETA1_1), отн. ед.	0,593
Деформация при разрушении (MAT_ADD_EROSIONEFFEPS), отн. ед.	0,7

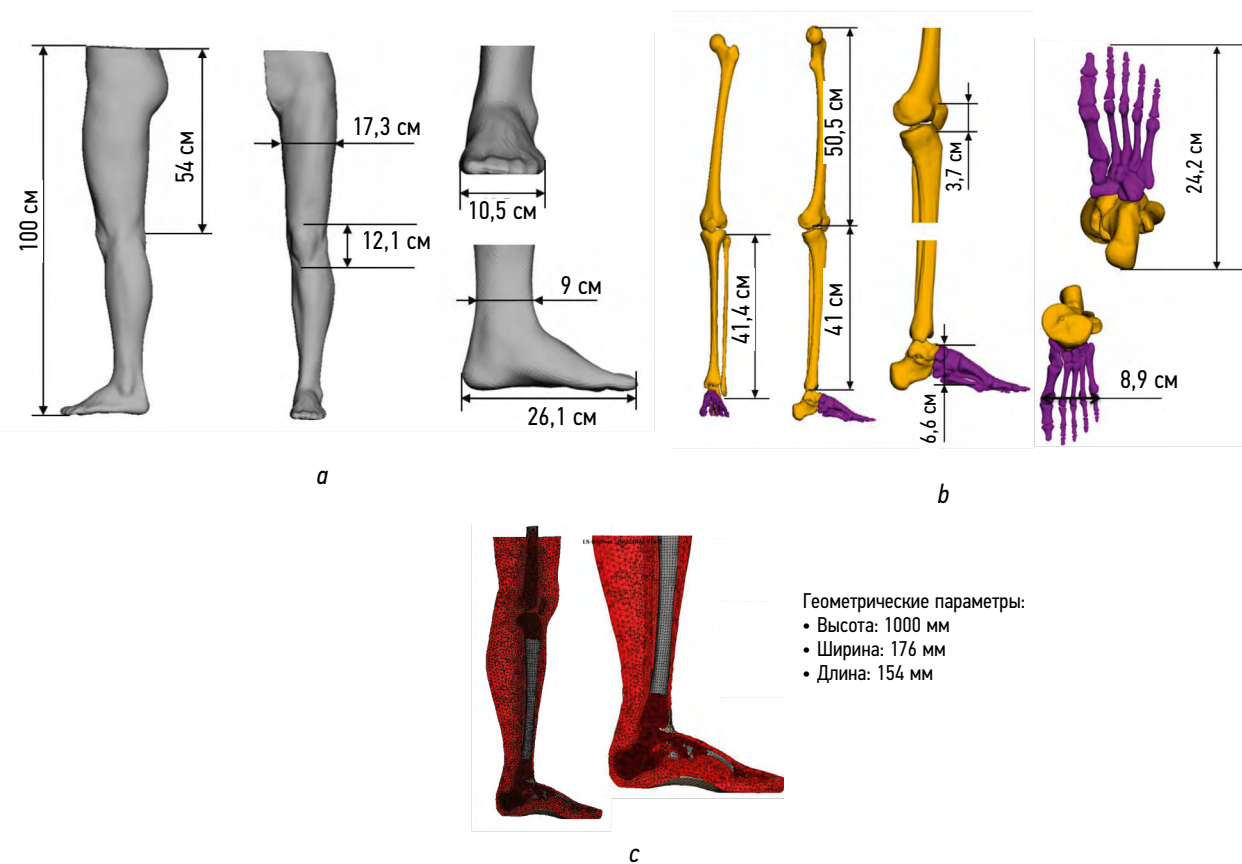
Дополнительно эффекты скорости деформации можно рассматривать с помощью масштабного коэффициента, зависящего от скорости. В связи с этим для моделирования сухожилий использовали математическую модель материала «S04\_MAT\_SPRING» с упругим механическим поведением.

При моделировании связок использовались «плоские» элементы, которые учитывают сдвиговые деформации и требуют меньших вычислительных затрат, чем

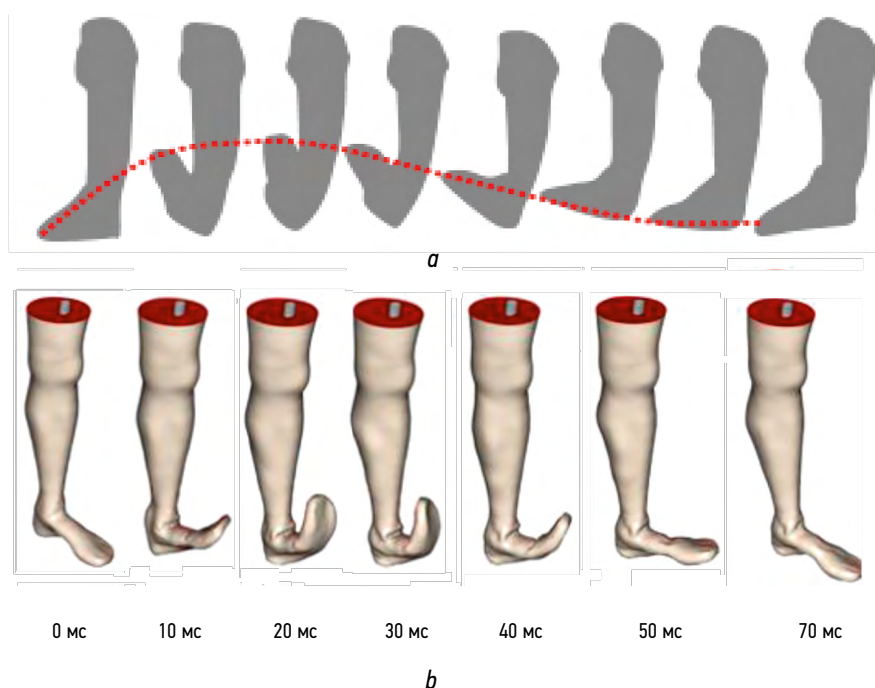
подход с использованием объемных элементов. В научных публикациях встречаются преимущественно две модели материалов: упругая «MAT\_1» (MAT\_ELASTIC), воспроизводящая изотропный гипоэластичный материал и упруго-пластическая «MAT\_19» (\*MAT\_STRAIN\_RATE\_DEPENDENT\_PLASTICITY) — изотропный упруго-пластический материал, для которого можно задать зависимость от скорости деформации [15, 16]. Физико-механические свойства связок приведены в таблице 4.

Таблица 4. Физико-механические свойства связок  
Table 4. Physical and mechanical properties of the ligaments

Связка/сухожилие	Характер механики поведения	Плотность, кг/м <sup>3</sup>	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона, отн. ед.	Зависимость от скорости деформации
Сухожилие четырехглавой мышцы бедра	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	800	0,49	–
Связка надколенника	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	800	0,49	–
Боковой мениск	упруго-пластическое	10 <sup>3</sup>	12	0,33	+
Медиальный мениск	упруго-пластическое	10 <sup>3</sup>	12	0,33	+
Задняя связка (мениски)	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Поперечная связка (мениски)	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Задняя крестообразная связка	упруго-пластическое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	543	0,49	+
Передняя крестообразная связка	упруго-пластическое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	543	0,49	+
Наружная боковая связка	упруго-пластическое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	543	0,49	+
Внутренняя боковая связка	упруго-пластическое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	543	0,49	+
Межкостная перепонка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Связки поперечные (фаланги)	упругое	500	1000	0,3	–
Связки (плюсна — фаланги)	упругое	10 <sup>3</sup>	50	0,3	–
Длинные подошвенные связки	упругое	10 <sup>3</sup>	1000	0,3	–
Подошвенная пяточно-ладьевидная связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Дельтовидная связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	401	0,49	–
Передняя межберцовая связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Задняя межберцовая связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Медиальная связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	401	0,49	–
Задняя таранно-малоберцовая связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	401	0,49	–
Передняя таранно-малоберцовая связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	401	0,49	–
Задняя таранно-пяточная	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Малоберцовая-пяточная связка	упругое	–	401	0,49	–
Таранная связка	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–
Кубовидно-ладьевидная клиновидная связка	упругое	10 <sup>3</sup>	100	0,3	–
Кубовидно-ладьевидная клиновидная связка 2	упругое	1,1 × 10 <sup>3</sup>	53	0,49	–

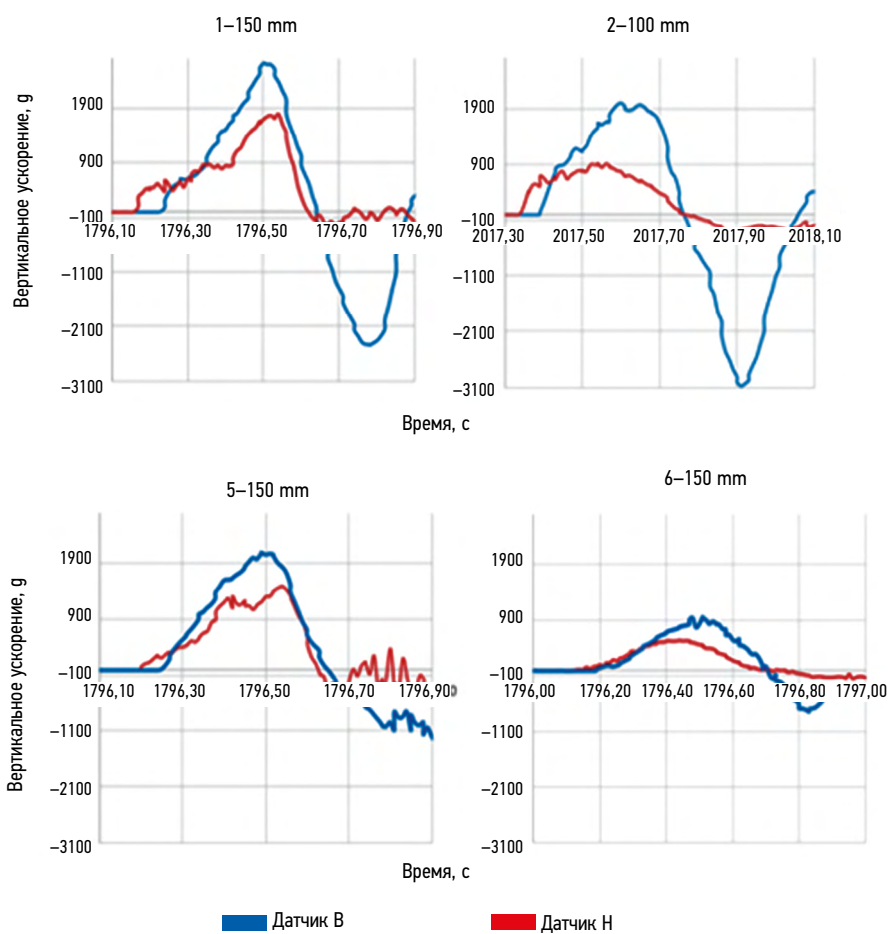


**Рис. 2.** Геометрические размеры расчетной модели нижней конечности человека: *a* — размерные параметры 3D-модели; *b* — размерные параметры костного остова; *c* — параметры конечно-элементной модели  
**Fig. 2.** Geometric dimensions of the calculated model of the human lower limb: *a* — dimensional parameters of the 3D model; *b* — dimensional parameters of the bone skeleton; *c* — parameters of the finite-element model



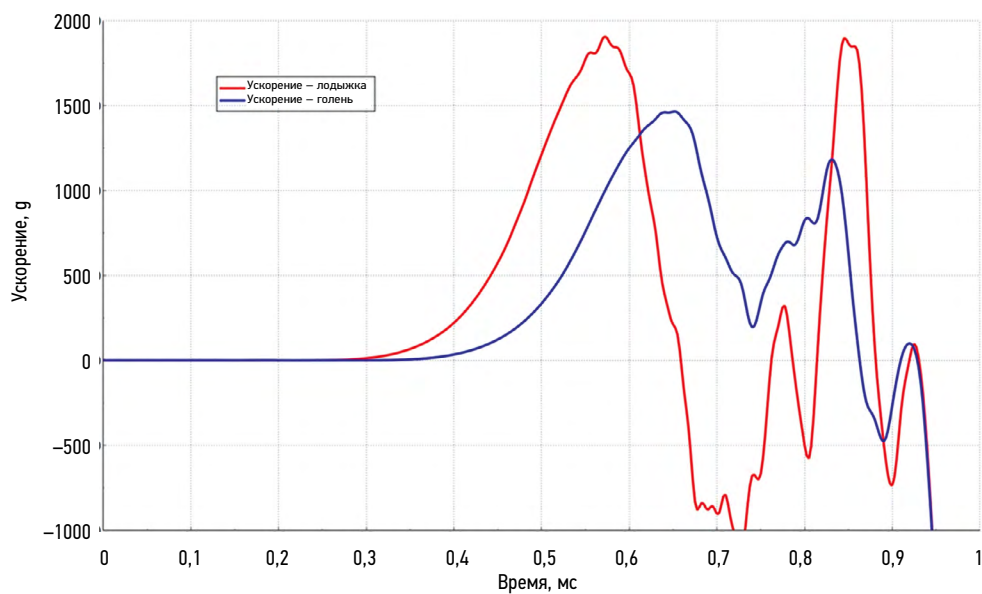
**Рис. 3.** Моделирование подрыва нижней конечности через защитную структуру: *a* — изменение контура нижней конечности во времени; *b* — перемещение «носки» нижней конечности при подрыве ВВ массой 75 г  
**Fig. 3.** Modeling of the undermining of the lower limb through the protective structure: *a* — changing the contour of the lower limb in time; *b* — moving the “toe” of the lower limb when detonating explosives weighing 75 g





**Рис. 4.** Значение ускорений нижней конечности при подрыве взрывчатого вещества массой 75 г, полученных при натурных испытаниях

**Fig. 4.** Accelerations of the lower limb during the detonation of explosives weighing 75 g obtained during field tests



**Рис. 5.** Значение ускорений нижней конечности при подрыве взрывчатого вещества массой 75 г при численном моделировании

**Fig. 5.** Accelerations of the lower limb during the detonation of explosives weighing 75 g in numerical simulations

**Таблица 5.** Верификация разрушений нижней конечности  
**Table 5.** Verification of the destruction of the lower limb

Кость	Результат испытаний, %	
	натурных	виртуальных
Пяточная	Перелом 100	Многооскольчатый перелом
Таранная	Перелом 75, трещина 25	Перелом
Кубовидная	Трещина: вероятность 25	Нет
Ладьевидная	Нет	Нет
Латеральная	Дефект: вероятность 25	Нет
Промежужочная	Нет	Нет
Медиальная	Нет	Нет
Малоберцовая	Перелом: вероятность 50	Перелом
Большеберцовая	Перелом: вероятность 100	Перелом
Коленная чашечка	Нет	Нет
Бедренная	Нет	Нет

На последнем этапе создания численной модели нижней конечности человека была создана 3D-модель с использованием данных, представленных в работе [17]. Это позволило разработать подробную численную модель, состоящую из тетраэдрической сетки конечных элементов, нижней конечности с определенными геометрическими параметрами (рис. 2).

В рамках испытательной серии в составе четырех однотипных опытов была проведена фото- и видеофиксация с определением параметров движения фрагментов нижней конечности человека (рис. 3), которые показали хорошую согласованность численной модели с натурным экспериментом.

При проведении натуральных испытаний на исследуемом объекте были установлены два датчика акселерометра: в нижней (Н) и верхней (В) третях голени, показания датчиков графически приведены на рисунке 4.

При численном моделировании были получены расчетные показатели ускорения для датчика В со значением амплитуды ускорения, равным 1450 g, и длительностью 0,39 мс, что вполне коррелирует с данными, полученными в ходе проведения натуральных испытаний (рис. 5).

Результаты сравнения разрушений нижней конечности приведены в таблице 5.

Принципиально все переломы костей нижних конечностей можно разделить на 2 группы: со смещением и без смещения костных отломков. Смещение отломков в конечно-элементной модели определяется удалением отдельных ее элементов друг от друга, что приводит к образованию «дефекта».

Таким образом, повреждения, показанные в расчетной модели, надлежит трактовать как:

- перелом без смещения — удаление нескольких элементов либо удаление упорядоченного ряда элементов (перелом без смещения);
- перелом со смещением/оскольчатый перелом/разрушение кости (сложные переломы) — неупорядоченное удаление большого количества элементов.

В целом характер повреждений костей нижней конечности, полученный в результате численного моделирования на конечно-элементной модели, на 90 % совпадает с характером повреждений, полученных в результате натурального эксперимента.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выполненный нами анализ доступных научных данных, касающихся описания физико-механических свойств биологических материалов и поведения тканей нижней конечности человека при ударно-волновом (взрывном) воздействии, позволил создать оригинальную конечно-элементную модель нижней конечности человека с настроенным взаимодействием основных составляющих ее анатомических структур друг с другом (кожный покров, мышцы, сухожилия, связочный аппарат, костный осто).

Предложенная программа для расчетов и вывода основных результатов, в которой был реализован алгоритм обработки получаемых графических данных в формате изображений с целью получения кривых толерантности, позволил выполнить ряд численных

испытаний, имитирующих контактный подрыв разработанной модели нижней конечности через защитную структуру. На основе проведенных расчетов были получены кривые толерантности давлений и ускорений, созданы анимации поведения анатомических структур нижней конечности человека при ударном воздействии, получена визуализация распространения поля давлений в них.

Проведенные виртуальные опыты на разработанной нами конечно-элементной модели показали высокую степень корреляции с данными, полученными в результате проведения соответствующих натуральных экспериментов, проводимых в рамках выполнения НИР, посвященной разработке образцов взрывозащитной обуви.

В перспективе представленная методика проведения виртуальных испытаний может с успехом применяться для решения ряда прикладных вопросов не только оценки эффективности различных конструктивных решений средств защиты нижних конечностей, но и научных проблем судебно-медицинской экспертизы и военно-полевой хирургии при изучении особенностей взрывной травмы.

Таким образом, предложенная методология тематического моделирования процесса разрушения биоматериалов от взрывного и ударного воздействия может способствовать сокращению времени и затрат на производство новых образцов защитных изделий, разрабатываемых в интересах обороноспособности страны.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Вклад авторов.** Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

**Вклад каждого автора.** А.В. Денисов — разработка общей концепции, дизайн исследования, обзор литературы, анализ данных, написание статьи; С.В. Матвейкин — разработка общей концепции, дизайн исследования, анализ данных; С.В. Заикин — статистическая обработка и анализ данных; А.В. Анисин — анализ данных; С.Н. Васильева — обзор литературы, написание статьи; Е.А. Селиванов — сбор и обработка материалов, проведение экспериментального исследования.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Источник финансирования.** Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

## ADDITIONAL INFORMATION

**Authors' contribution.** All authors made a substantial contribution to the conception of the study, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the article, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the study.

**The contribution of each author.** A.V. Denisov — development of the general concept, study design, literature review, data analysis, article writing; S.V. Matveykin — development of the general concept, study design, data analysis; S.V. Zaikin — statistical processing and analysis of data; A.V. Anisin — data analysis; S.N. Vasilyeva — literature review, article writing; E.A. Selivanov — collection and processing of materials, conducting experimental research.

**Competing interests.** The authors declare that they have no competing interests.

**Funding source.** This study was not supported by any external sources of funding.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Даренская Н.Г., Ушаков И.Б., Иванов И.В., и др. Экстраполяция экспериментальных данных на человека в физиологии и радиобиологии: принципы, подходы, обоснование методов и их использование в физиологии и радиобиологии: руководство. Москва: Истоки, 2004. 232 с. EDN: PXXXHX
2. Cartner J.L., Hartsell Z., Ricci W., Tornetta P. Can we trust ex vivo mechanical testing of freshfrozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays // *J Orthop Trauma*. 2011. Vol. 25, N 8. P. 459–461. doi: 10.1097/BOT.0b013e318225b875
3. Гусенцов А.О., Кильдюшов Е.М. Имитатор тела человека как входной параметр баллистического эксперимента // *Судебно-медицинская экспертиза*. 2020. Т. 63, № 5. С. 23–29. EDN: LZBQCZ doi: 10.17116/sudmed20206305123
4. Coupland R.M., Rothschild M.A., Thali M.J. *Wound Ballistics: Basics and applications*. Berlin: Springer, 2008. 514 p.
5. Кузьмин Н.Н., Черноземцев А.В., Рыбаков А.П. Модели для описания явлений воздействия ударников на панели броне-

- жилета // Известия ТулГУ. Технические науки. 2014. № 12-1. С. 174–181. EDN: TKIWFZ
6. Roberts J.C., Ward E.E., Merkle A.C., O'Connor J.V. Assessing behind armor blunt trauma in accordance with the national institute of justice standard for personal body armor protection using finite element modeling // *J Trauma*. 2007. Vol. 62, N 5. P. 1127–1133. doi: 10.1097/01.ta.0000231779.99416.ee
  7. Грицанов А.И., Фомин Н.Ф., Миннулин И.П., Файзи Н. Особенности патогенеза, клиники, диагностики и лечения минно-взрывных повреждений // *Военно-медицинский журнал*. 1990. № 9. С. 46–48.
  8. Шаповалов В.М., Грицанов А.И. Патогенез и принципы лечения взрывных повреждений // *Современные медицинские технологии и перспективы развития военной травматологии и ортопедии*. 2000. С. 3–4.
  9. Yamada H. *Strength of biological materials*. Williams and Wilkins, Baltimore, 1970. 297 p.
  10. Kemper A.R., McNally C., Duma S.M. Biofidelity of an original and modified SID-IIs matched cadaver and dummy compression tests // *Biomed Sci Instrum*. 2008. Vol. 44. P. 111–116.
  11. LS-DYNA. *Keyword User's Manual*. Volume II. Material Models. LS-DYNA R.11; 10/12/18 (rev.:10572). Livermore Software Technology Corporation (LSTC). 2018. 1207 p.
  12. Муйземнек А.Ю., Богач А.А. Математическое моделирование процессов удара и взрыва в программе LS-DYNA: учебное пособие. Пенза: Информационно-издательский центр ПГУ, 2005. 106 с. EDN: QJOEKB
  13. Tremblay J. *Impulse on blast deflectors from a landmine explosion*. Valcartier, Quebec. Defence Research Establishment. 1998. Report No: DREV-TM-9814.
  14. Ottenio M., Tran D., Annaidh A.N., et al. Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin // *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015. Vol. 41. P. 241–250. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.10.006
  15. Mooney M. A theory of large elastic deformation // *Journal of Applied Physics*. 1940. Vol. 11, N 9. P. 582–592. doi: 10.1063/1.1712836
  16. Macosko C.W. *Rheology: principles, measurement and applications*. Wiley-VCH, 1994. 576 p.
  17. Reed M.P., Rupp J.D. An anthropometric comparison of current ATDs with the US adult population // *Traffic injury prevention*. 2013. Vol. 14, N 7. P. 703–705. doi: 10.1080/15389588.2012.752819

## REFERENCES

1. Darenskaya NG, Ushakov IB, Ivanov IV, et al. *Extrapolation of the experimental data on man: principles, approaches, substantiation of methods and their use in physiology and radiobiology (manual)*. Moscow: Istoki; 2004. 232 p. (In Russ.) EDN: PXXXHX
2. Cartner JL, Hartsell Z, Ricci W, Tornetta P. Can we trust ex vivo mechanical testing of freshfrozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays. *J Orthop. Trauma*. 2011;25(8):459–461. doi: 10.1097/BOT.0b013e318225b875
3. Gusentsov AO, Kildyushov EM. Human body simulator as an input parameter of a ballistic experiment. *Forensic Medical Expertise*. 2020;63(5):23–29. EDN: LZBQCZ doi: 10.17116/sudmed20206305123
4. Coupland RM, Rothschild MA, Thali MJ. *Wound Ballistics: Basics and applications*. Berlin: Springer; 2008. 514 p.
5. Kuz'min NN, Chernozemcev AV, Rybakov AP. Models to describe phenomena of impact of impactor on armoured waistcoat panel. *Izvestiya TulGU. Tekhnicheskie nauki*. 2014;12(1):174–181. (In Russ.) EDN: TKIWFZ
6. Roberts JC, Ward EE, Merkle AC, O'Connor JV. Assessing behind armor blunt trauma in accordance with the national institute of justice standard for personal body armor protection using finite element modeling. *J Trauma*. 2007;62(5):1127–1133. doi: 10.1097/01.ta.0000231779.99416.ee
7. Gricanov AI, Fomin NF, Minnulin IP, Fajzi N. Features of pathogenesis, clinic, diagnosis and treatment of mine-blast injuries. *Military Medical Journal*. 1990;(9):46–48. (In Russ.)
8. Shapovalov VM, Gritsanov AI. Pathogenesis and principles of treatment of blast injuries. *Modern medical technologies and prospects for the development of military traumatology and orthopedics*. 2000:3–4. (In Russ.)
9. Yamada H. *Strength of Biological Materials*. Williams and Wilkins, Baltimore; 1970. 297 p.
10. Kemper AR, McNally C, Duma SM. Biofidelity of an original and modified SID-IIs matched cadaver and dummy compression tests. *Biomed Sci Instrum*. 2008;44:111–116.
11. LS-DYNA. *Keyword User's Manual*. Vol. II. Material Models. LS-DYNA R.11; 10/12/18 (rev.:10572). Livermore Software Technology Corporation (LSTC). 2018. 1207 p.
12. Muizemnek AYU, Bogach AA. *Mathematical modeling of impact and explosion processes in the LS-DYNA program*: tutorial. Penza: Information and Publishing Center of PSU; 2005. 106 p. (In Russ.) EDN: QJOEKB
13. Tremblay J. *Impulse on Blast Deflectors from a Landmine Explosion*. Valcartier, Quebec. Defence Research Establishment. 1998. Report No: DREV-TM-9814.
14. Ottenio M, Tran D, Annaidh AN, et al. Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;41:241–250. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.10.006
15. Mooney M. A theory of large elastic deformation. *Journal of Applied Physics*. 1940;11(9):582–592. doi: 10.1063/1.1712836
16. Macosko CW. *Rheology: principles, measurement and applications*. Wiley-VCH; 1994. 576 p.
17. Reed MP, Rupp JD. An anthropometric comparison of current ATDs with the US adult population. *Traffic Injury Prevention*. 2013;14(7):703–705. doi: 10.1080/15389588.2012.752819

## ОБ АВТОРАХ

**\*Алексей Викторович Денисов**, канд. мед. наук;  
ORCID: 0000-0002-8846-973X; eLibrary SPIN: 6969-0759;  
e-mail: vmeda-nio@mil.ru

**Сергей Вячеславович Матвейкин**, канд. тех. наук;  
ORCID: 0009-0002-9546-8425; eLibrary SPIN: 6269-0498;  
e-mail: sv-matv@bk.ru

**Сергей Вениаминович Заикин**, канд. тех. наук;  
ORCID: 0009-0002-9749-6665; eLibrary SPIN: 7428-5580;  
e-mail: Sv.zaikin@mail.ru

**Алексей Владимирович Анисин**, канд. мед. наук;  
eLibrary SPIN: 1213-3797

**Светлана Николаевна Васильева**, инженер;  
ORCID: 0009-0003-9731-6027; eLibrary SPIN: 1276-3137

**Евгений Александрович Селиванов**, врач-судебно-  
медицинский эксперт; ORCID: 0000-0001-8791-3707;  
eLibrary SPIN: 4458-6793; e-mail: Selivanove@yandex.ru

## AUTHORS INFO

**\*Alexey V. Denisov**, MD, Cand. Sci. (Med.);  
ORCID: 0000-0002-8846-973X; eLibrary SPIN: 6969-0759;  
e-mail: vmeda-nio@mil.ru

**Sergey V. Matveikin**, MD, Dr. Sci. (Tech.);  
ORCID: 0009-0002-9546-8425; eLibrary SPIN: 6269-0498;  
e-mail: sv-matv@bk.ru

**Sergey V. Zaikin**, MD, Dr. Sci. (Tech.);  
ORCID: 0009-0002-9749-6665; eLibrary SPIN: 7428-5580;  
e-mail: Sv.zaikin@mail.ru

**Alexey V. Anisin**, MD, Cand. Sci. (Med.);  
eLibrary SPIN: 1213-3797

**Svetlana N. Vasilyeva**, engineer;  
ORCID: 0009-0003-9731-6027; eLibrary SPIN: 1276-3137

**Evgeny A. Selivanov**, forensic medical expert;  
ORCID: 0000-0001-8791-3707; eLibrary SPIN: 4458-6793;  
e-mail: Selivanove@yandex.ru

---

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author