

А.В. Денисов<sup>1</sup>, М.Д. Степанов<sup>2</sup>, Н.А. Харалдин<sup>2</sup>,  
А.В. Степанов<sup>2</sup>, А.И. Боровков<sup>2</sup>, И.Е. Жуков<sup>3</sup>,  
Е.Д. Куринной<sup>4</sup>, С.Г. Цуриков<sup>5</sup>

## Применение математической модели торса человека для моделирования заброневого воздействия в раневой баллистике

<sup>1</sup>Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова, Санкт-Петербург

<sup>2</sup>Санкт-Петербургский политехнический университет, Санкт-Петербург

<sup>3</sup>Ржевский научно-исследовательский испытательный сертификационный центр, Санкт-Петербург

<sup>4</sup>Открытое акционерное общество «Спецмедтехника», Санкт-Петербург

<sup>5</sup>5-й испытательный центр войсковой части 09703, Санкт-Петербург

**Резюме.** Проведен обзор научных статей, касающихся поведения тканей и органов человеческого тела при локальном механическом воздействии на него, а также описания физико-механических свойств биологических материалов. Осуществлен подбор механического поведения для каждого биологического материала в составе математической модели торса человека, создана его конечно-элементная модель, смоделированы валидационные эксперименты с использованием данных, представленных в литературе. Разработана оригинальная расчетная модель торса человека с настроенным взаимодействием органов друг с другом. Определены параметры контактного взаимодействия. Проведена верификация разработанной расчетной модели торса человека на основании данных из открытых источников для эксперимента с механическим воздействием цилиндрическим импактором. Реализован алгоритм обработки графиков давлений и ускорений с целью получения кривых толерантности. Создана специализированная модульная программа для автоматизированной обработки результатов расчетов и вывода основных результатов. Проведены 42 численных испытания, имитирующих попадание стального шарика в каждую из 21 зон для энергии 40 и 80 Дж. По результатам проведенных испытаний для каждого органа получены кривые толерантности давлений и ускорений, созданы анимации поведения органов при ударном воздействии, получена визуализация распространения поля давлений в органах торса человека.

**Ключевые слова:** торс человека, математическое моделирование, компьютерное моделирование, пространственная конечно-элементная модель, броневая защита, моделирование биологических тканей, заброневая травма, бронезилет, биологическая модель торса человека.

**Введение.** Попадание поражающего элемента в защищенное бронезилетом тело военнослужащего при его непробитии может приводить к получению специфического вида огнестрельного ранения – закрытой локальной контузионной травмы (ЗЛКТ). Под ЗЛКТ принято понимать закрытую (непроникающую) травму тканей и органов груди и живота, обусловленную прохождением в тканях и органах, лежащих за бронезилетом (при попадании в него пули), ударного импульса с высоким уровнем избыточного давления с последующим сдвигом тканей в стороны от места приложения ударного воздействия [4, 10].

В месте попадания ранящего снаряда с тыльной стороны бронепанели образуется зона деформации сферической формы, с большой скоростью передающая удар подлежащему участку тела. В подлежащих тканях наблюдается движение среды, которое формирует временную полость (ВП) – зону разрежения вещества (мягких тканей) из-за молниеносного смещения его слоёв под действием энергии, переданной ранящим снарядом (РС) через БЖ. Именно феномен образования ВП лежит в основе механизма формирования большинства морфологических изменений живых тканей при непробитии БЖ [5, 7].

Все современные бронезилеты принято делить по классу защиты, определяемому показателем стойкости его защитной структуры к воздействию соответствующих средств поражения при обязательном условии безопасного уровня заброневого воздействия при непробитии защитной структуры. Под допустимым уровнем «заброневого воздействия» понимается динамическое воздействие поражающего элемента при непробитии защитной структуры, определяемое определенным нормируемым показателем [1].

С медицинской точки зрения этот показатель определяется допустимой степенью тяжести повреждений тканей и органов, возникающих в проекции попадания пули. Для этого принято применять различные медико-биологические методики, основанные на использовании экспериментальных животных, трупного материала и имитаторов тканей тела человека. Однако в настоящее время их применение связано с различными проблемами методического, правового и организационного характера [2].

Одним из путей решения данной проблемы является широкое применение современных расчётных

и моделирующих методов. Разработка математической модели торса человека позволит проводить «виртуальные» исследования характера заброневой контузионной травмы в зависимости от уровня бронезащитного воздействия с целью тестирования элементов индивидуальной бронезащиты торса человека. В свою очередь применение компьютерного моделирования обеспечит сокращение времени на разработку новых образцов БЖ и затрат на их производство.

**Цель исследования.** Создание полномасштабной расчетной модели человеческого торса, приближенной по своим физико-механическим свойствам к реальным свойствам человеческого тела, для оценки поведения тканей и органов груди при моделировании процесса локального забронезащитного воздействия.

**Материалы и методы.** В работе использованы комплекс современных методов автоматизированного проектирования, в том числе метод конечных элементов, и мультитдисциплинарные наукоемкие компьютерные технологии на основе современных теоретических положений механики деформируемого твердого тела, теории и практики моделирования биологических тканей.

Для оценки поведения внутренних органов торса человека при обстреле поражающими элементами применена оригинальная полномасштабная расчетная (математическая) модель человеческого торса, приближенная по своим физико-механическим свойствам к реальным свойствам человеческого тела, с глубокой проработкой свойств внутренних органов (легкие, сердце, печень, желудок и селезенка) в части их поведения при механическом воздействии. По результатам серии испытаний точечного воздействия на расчетную модель человеческого торса, имитирующего попадание шарика с различными энергетическими параметрами в разные области, выполнен анализ полей распространения давлений и ускорений в виде анимации, а также графиков давлений и ускорений в требуемых точках.

**Результаты и их обсуждение.** В настоящее время для моделирования непроникающего баллистического удара в торс человека достаточно широко используются расчетные модели торса.

В исследовании сотрудников Королевской военной академии (Брюссель, Бельгия) представлена модель торса человека, разработанная для решения баллистических задач [20]. В работе приведен анализ поведения расчетной и физической модели торса человека (Human Surrogate Torso Model – HSTM) при обстреле бронезиловыми пулями стрелкового оружия, разработанный с помощью обработки данных компьютерной томографии. Для получения информации о давлениях и ускорениях при проведении тестов над данной моделью в разработанные органы были встроены пьезоэлектрические датчики давления, а к задней поверхности грудины прикреплены акселерометры. Для валидации расчетной модели торса человека

авторами было проведено 26 баллистических испытаний на HSTM.

E. E. Ward et al. [26] рассмотрена расчетная модель, разработанная для исследования повреждений внутренних органов при взрыве. Авторами была использована модель торса, представленная в источнике [20], но для моделирования позвоночника, ребер, грудины и хрящей была выбрана упругая модель материала, тогда как моделирование поведения внутренних органов было выполнено уже на основе гиперупругой модели. Для каждого органа были проведены динамические эксперименты и получены параметры материала при создании математической модели материала.

Z. Cai et al. [6] описывают создание расчетной модели человека, предназначенной для моделирования поведения человеческого тела при автомобильных авариях. Для создания данной расчетной модели использовалась геометрия, созданная с помощью анализа снимков компьютерной томографии (КТ) [19]. Параметры для используемых материалов были взяты из литературных источников, а также из уже существующих расчетных моделей. Для моделирования костей скелета использовалась упругопластическая модель материала, а хрящи и кожа моделировались как линейный упругий материал. Поведение мышц и внутренних органов человека описывалось вязкоупругой моделью. Валидация данной модели торса проводилась как в сравнении с результатами, полученными при проведении тестов на трупах, так и в сравнении с математической моделью и показала хорошее согласование с экспериментальными и теоретическими данными.

Toyota Motor Corporation была разработана конечно-элементная модель человеческого тела (Total Human Model for Safety – THUMS), которая используется для оценки травмируемости человека при моделировании автомобильных аварий. Совместно с Мичиганским университетом на основе анализа КТ была получена геометрическая модель, которая использовалась при создании расчетной модели. Скелет человека моделировался с помощью упругопластического материала, при моделировании внутренних органов выбирались вязкоупругий или гиперупругий материалы. При этом для паренхиматозных органов материал был выбран несжимаемый, а для полых – сжимаемый [11, 12, 13, 23].

P. Mohan et al. [17] рассматривают создание расчетной модели манекена и проводят сравнение поведения созданной расчетной модели с манекеном Hybrid III (50th percentile dummy model) при «краш-тестах». Манекен состоит из шести основных частей: голова, шея, торс, таз, руки и ноги, но у него отсутствуют части, заменяющие внутренние органы, что затрудняет оценку их повреждений в авариях и дает возможность оценить только общую степень тяжести тела человека.

F.S. Gayzik et al. [8] рассматривают создание еще одной расчетной модели человека, предназна-

ченной для оценки травмируемости человека при автомобильных авариях (Global Human Body Models Consortium – GHMBC). При создании GHMBC также использовался анализ данных КТ и магнитно-резонансной томографии (МРТ) человека.

Таким образом, в настоящее время наиболее распространенными способами оценки действия на человека ударной нагрузки является использование манекенов, которые хорошо показывают общую тяжесть травмы, но не травмы отдельных органов, а также конечно-элементных моделей, применение которых даёт более точный результат, поскольку их геометрия максимально близко приближена к анатомии человека.

Исследования механизма заброневого действия показали, что взаимодействие пули с защитой сопровождается формированием временной полости (ВП) в мягких тканях тела человека за бронезащитой (рис. 1). Размеры ВП зависят от типа защитной композиции и величины кинетической энергии пули, которые и определяют степень тяжести ЗЛКТ, характеризуя величину кинетической энергии, передаваемой защищаемому объекту [4, 5, 7, 10].

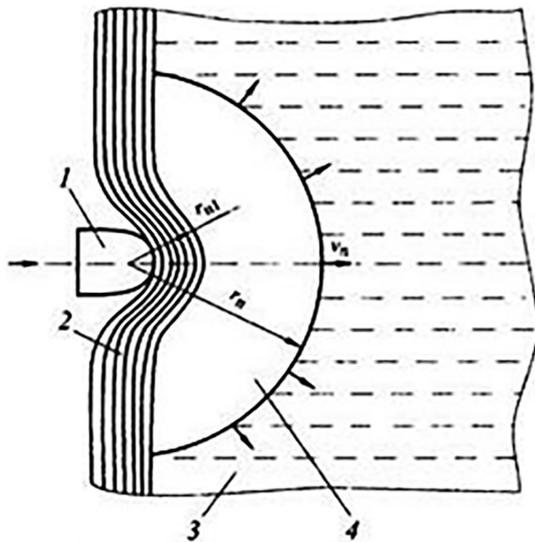


Рис. 1. Схема формирования ВП в мягких тканях тела человека: 1 – пуля; 2 – бронепакет; 3 – мягкие ткани; 4 – временная полость

Так как после попадания пули в бронезилят образуется вмятина округлой формы [3], то в разрабатываемой нами модели столкновение пули с жилетом при моделировании заброневого баллистического воздействия заменялось моделью попадания в торс человека сферического ударника.

Разработанная нами геометрическая модель торса человека (ГМТЧ) была также разработана с помощью обработки результатов обследования человека с помощью МРТ [16].

В целях наиболее точного повторения геометрии человека наша конечно-элементная модель была построена с помощью трехузловых оболочечных эле-

ментов и четырехузловых твердотельных элементов. После создания расчётных моделей отдельных органов и костей они были собраны в полномасштабную расчётную модель торса. Для валидации органов, торса и конечно-элементного моделирования баллистического воздействия использовалось программное обеспечение LS-DYNA. Параметры для моделей материалов были взяты из литературных источников [22, 26].

Для сердца, печени и желудка использовалась гиперупругая модель материала. Легкие моделировались с помощью вязкоупругого материала, поскольку гиперупругий материал, который использовался для вышеперечисленных органов, показал нестабильность при моделировании баллистического воздействия. Из работы J. Rosen et al. [21], в которой проводились тесты с внутренними органами свиньи, были взяты кривые «напряжение – деформация».

Для валидации модели печени был выбран эксперимент, представленный S. Umale et al. [25], где на трупную печень, помещённую на плоскую поверхность, скидывается плита массой 23,4 кг и измеряется контактная сила между импактором и печенью. Максимальное значение данной величины использовалось нами для валидации расчётной модели.

При валидации легких использовались экспериментальные данные, взятые из исследования N. Hayamizu et al. [9]. В данных тестах на свиное легкое скидывался цилиндрический импактор диаметром 80 мм и весом 1,7 кг со скоростью 5,4 м/с в момент контакта. Из эксперимента была получена кривая зависимости контактной силы от перемещения легкого.

Для моделирования селезенки применялась гиперупругая модель материала, предложенная Y.C. Lu et al. [14]. A.R. Kemper et al. [12, 13] приводят описание экспериментов на растяжение образцов селезенки. Эксперимент заключался в растяжении образца в противоположные стороны с постоянной скоростью, результатом которого является кривая «напряжение – деформация» для конкретного образца.

Для моделирования поведения кишечника были выбраны параметры, взятые из исследований J. Zhao, G. Narwani [28]. Авторами данного исследования был выбран упрощенный материал для кишечника, а именно упругий. Сравнение результатов симуляций манекена осуществлялось с тестами, проведенными на трупах. Полученные результаты хорошо согласуются с экспериментальными данными.

При создании модели скелета использовались уже имеющиеся параметры материалов, предложенных Z. Cai et al. [6]. Для моделирования ребер, грудины и позвоночника использовалась упругопластическая модель материала с возможностью удаления элементов по достижении критического значения деформации, а для костного хряща использовался линейно-упругий материал.

H. Yamada, F.G. Evans [27] отмечают, что реакция кости при воздействии на нее зависит от скорости

деформации, что учитывалось нами в модели материала с помощью модели Купера-Саймондса (Cowper-Symonds).

Для создания расчётной модели мышц использовались данные, полученные С. Then et al. [24]. Авторами представлена методика для определения механических параметров мышц. Эксперимент состоял в следующем: на ягодицу человека воздействовали импактором (диаметр 25 см) с постоянной скоростью 2 мм/с. Во время всего процесса измерялись перемещение импактора и величина контактной силы. Кроме того, авторами была также предложена гиперупругая модель материала. Для оптимизации параметров материала ими использовался такой же подход, как и для селезенки. В результате удалось достичь хорошего совпадения с экспериментальными данными.

Все немоделируемые части торса человека имеют различные параметры, поэтому для материала заполнения были выбраны те же параметры, что и у мышц, с учетом усреднения. Для моделирования кожи использовалась модель материала, описанная Z. Cai et al. [6].

Последним шагом в создании расчётной модели торса является «сборка» всех отдельных частей в одну модель. Положение каждой части в пространстве, соответствующее положению органов и костей в теле человека, было задано в изначальной геометрической модели (полученной с помощью МРТ), поэтому оно не изменялось. Оставшиеся полости были заполнены материалом, моделируемым с помощью восьмиузловых твердотельных элементов с усредненными параметрами мышц, как было описано выше.

Узлы кортикального слоя кости были связаны с узлами губчатого слоя, поскольку анатомия кости

подразумевает их соединения друг с другом. То же самое было сделано с узлами расчетных моделей кожи и мышц.

На рисунке 2 представлена полномасштабная расчетная модель торса человека в составе кожи, мышц, органов и скелета.

Для валидации разработанной расчетной модели торса использовались экспериментальные данные, взятые из исследований D. Poulard, D. Subit [18]. Авторами данной статьи описывается фронтальный удар импактором в грудную клетку. Цилиндр радиусом 152 мм и массой 23,4 кг ударяется в грудную клетку со скоростью 4,3 м/с. Во время эксперимента измерялась сила воздействия импактора на грудную клетку и перемещение грудины, снимающиеся с задней поверхности на уровне шестого ребра. На рисунках 3–5 представлена структура конечно-элементной модели торса человека, постановка эксперимента и результаты моделирования.

Сравнение графиков зависимости силы воздействия импактора от перемещения грудины между экспериментальными данными и данными конечно-элементного моделирования показало сходство с экспериментальными результатами до значения перемещения, равного 15 мм. Сравнение результатов было решено проводить только до данного значения, потому что после 15 мм начинаются движения позвоночника. Если учитывать, что расчётная модель позвоночника представлена в упрощенном виде, то его дальнейшее передвижение и перемещение в расчётной модели будет некорректно.

В рамках проведенного численного эксперимента моделировался удар стального шарика (массой 262 г) в торс человека. Зоны обстрела были выбраны таким

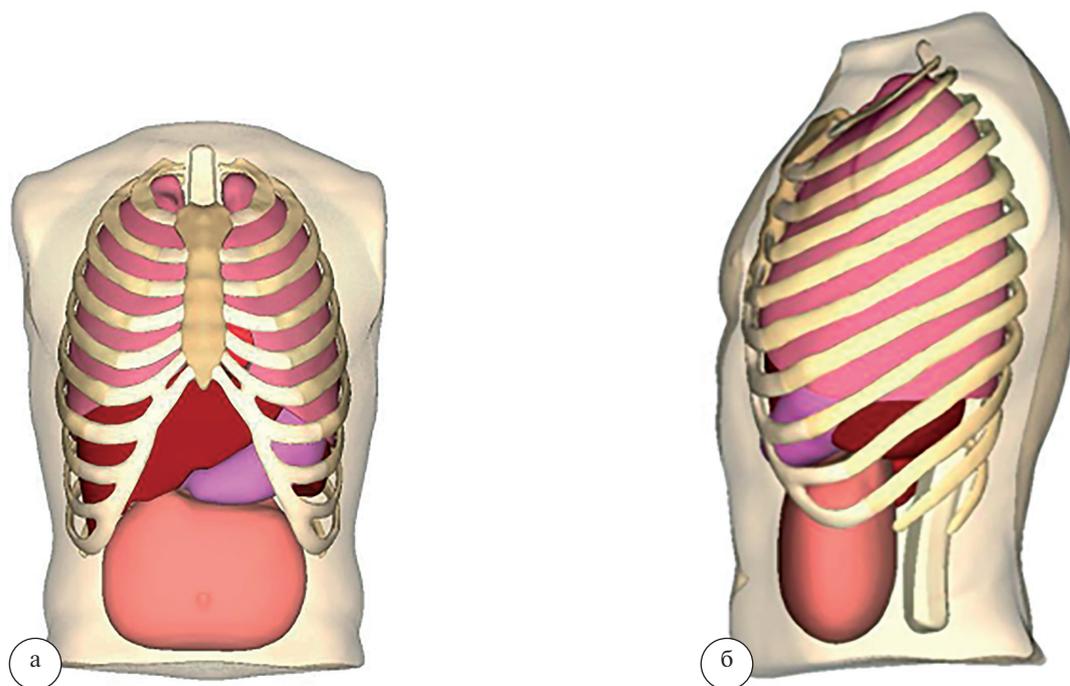


Рис. 2. Расчётная модель торса человека: а – вид спереди; б – вид сбоку

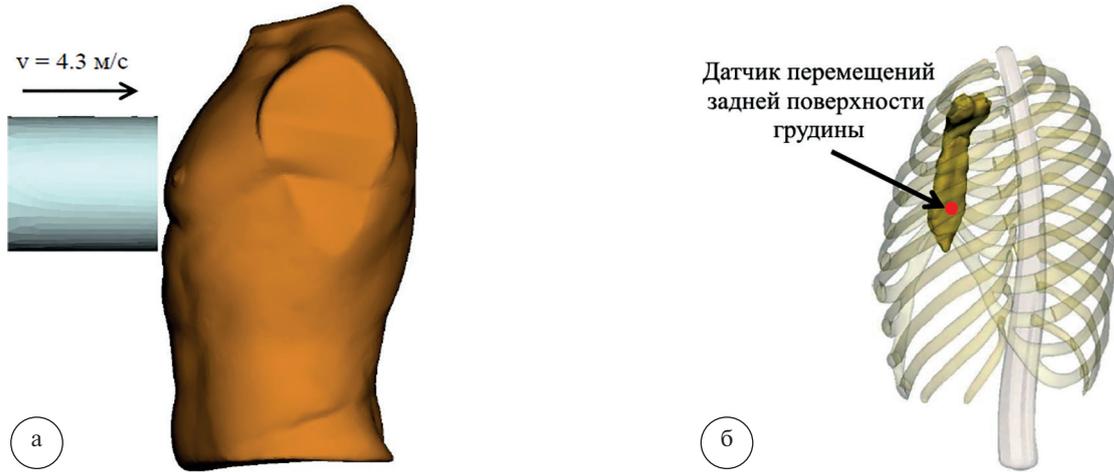


Рис. 3. Фронтальный удар импактора в грудную клетку: а – направление и область воздействия импактора; б – место расположения датчика перемещений

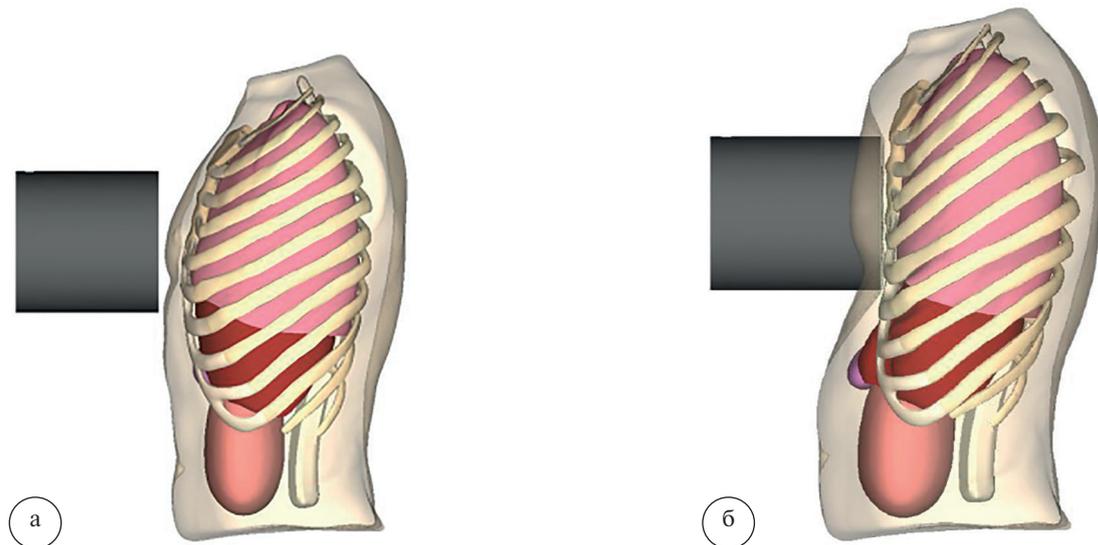


Рис. 4. Положение грудной клетки при воздействии импактора: а – до воздействия импактора; б – через 0,02 с после воздействия импактора

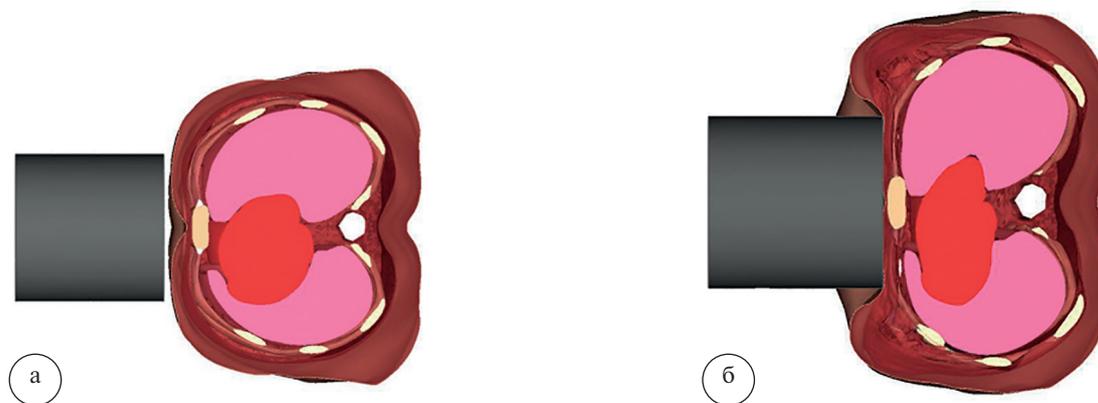


Рис. 5. Положение грудной клетки при воздействии импактора (вид в поперечном сечении): а – до воздействия импактора; б – через 0,02 с после воздействия импактора

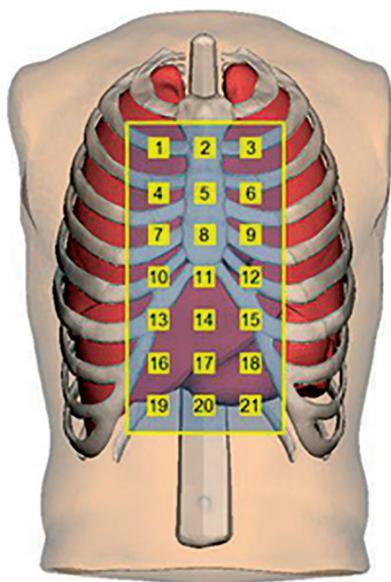


Рис. 6. Зоны обстрела расчетной модели торса человека

образом, чтобы они равномерно охватывали «интересующую» область. В область обстрела вошли все смоделированные органы (кроме селезенки) и часть скелета. Всего было проведено 42 испытания: 21 зона обстрела для двух энергий шарика – 40 Дж и 80 Дж. На рисунке 6 представлены зоны обстрела и их расположение на модели торса.

Полученными результатами из эксперимента являются кривые толерантности Уэйн Стейт для давления и ускорения, которые позволяют предсказать степень травмируемости человека. При моделировании вышеупомянутого контактного взаимодействия было учтено наличие трения между стальным шариком и кожей. Коэффициент трения между кожей и металлом взяли равным 0,6.

Обработка результатов для каждой зоны и одного органа имеет схожий алгоритм и производится в 3 шага.

Первый шаг заключается в нахождении узла с максимальным напряжением для органа. Для каждого элемента, находящегося на поверхности и содержащего выбранный узел, вычисляется значение давления. Для каждого выбранного элемента строится график зависимости давления от времени, пример которого приведен на рисунке 7.

Второй шаг – это фильтрация графиков с их последующим усреднением (из шести графиков получался один с усредненным значением).

Третьим шагом является построение кривых толерантностей. Они строятся с помощью усредненных отфильтрованных кривых по следующему алгоритму:

Выбирается промежуток кривой, на котором усредняется значение.

Выбранный промежуток сдвигается на расстояние 0,000186 мс (данное значение определено в рамках анализа оригинальных кривых) для давлений (или 0,0000713 мс для ускорений), и на новом промежутке усредняется значение давления (ускорения).

Из полученного усредненного графика выбирается максимальное значение давления (ускорения).

Полученная точка (значение давления от величины промежутка) откладывается на графике кривых толерантностей.

Повторяются все вышеперечисленные шаги для другого значения промежутка.

После выбора всех точек они соединяются, и получается кривая толерантности.

**Заключение.** Выполненный нами анализ научных статей, касающихся поведения человеческого тела при механическом воздействии на него, поведения органов в отдельности, описания физико-механических свойств биологических материалов, разработки манекенов, позволил создать полномасштабную расчетную модель торса человека в составе основных внутренних органов (лёгкие, сердце, печень, желудок, селезёнка), скелета (грудина, ребра, хрящи, позвоночник) и кожи с учетом подкожного жира. Для

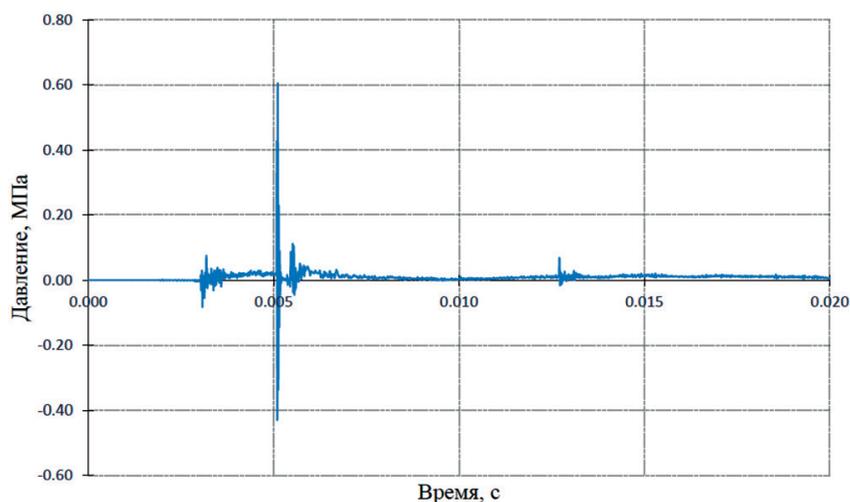


Рис. 7. Пример графика «давление – время» для одного элемента

каждого биологического материала был проведен подбор математической модели материала, создана расчетная конечно-элементная модель, смоделированы валидационные эксперименты с использованием данных, представленных в литературе. На данной модели проведена апробация тестов, связанных с механическим воздействием на торс человека цилиндрическим импактором, и реализован алгоритм обработки графиков давлений и ускорений с целью получения кривых толерантности с помощью специализированной модульной программы для автоматизированной обработки результатов расчетов и вывода основных результатов. Проведенные численные испытания, имитирующие попадание стального шарика в каждую из 21 зон для двух энергий (40 и 80 Дж), позволили получить для каждого органа кривые толерантности давлений и ускорений, создать анимацию поведения органов при ударном воздействии, получить визуализацию распространения поля давлений в органах торса.

Предложенный нами способ математического моделирования заброневых ударных процессов в теле человека, основанный на применении разработанной расчетной модели торса человека, показал возможность исследования характера заброневой контузионной травмы. В перспективе данная методика может с успехом применяться для решения ряда вопросов разработки и тестирования новых образцов средств индивидуальной защиты торса человека. В свою очередь применение компьютерного моделирования обеспечивает сокращение времени на разработку новых образцов индивидуальной защиты и затрат на их производство.

**Литература**

1. ГОСТ 34286-2017 «Бронеодежда. Классификация и общие технические требования». – М.: «Стандартинформ», 2018. – 11 с.
2. Денисов, А.В. Оценка степени тяжести заброневой контузионной травмы при непробитии бронезилов / А.В. Денисов и [др.] // Вестн. Росс. воен.-мед. акад. – 2019. – № 3 (67). – С. 120–126.
3. Денисов, А.В. Параметры запреградного выступа при непробитии керамического бронезилов / А.В. Денисов и [др.] // Вестн. Росс. воен.-мед. акад. – 2019. – № 4 (68). – С. 95–101.
4. Озерецковский, Л.Б. Раневая баллистика. История и современное состояние огнестрельного оружия и средств индивидуальной бронезащиты / Л.Б. Озерецковский, Е.К. Гуманенко, В.В. Бояринцев. – СПб.: Калашников, 2006. – 286 с.
5. Озерецковский, Л.Б. Особенности судебно-медицинской экспертизы при огнестрельных ранениях через бронезилов / Л.Б. Озерецковский, М.В. Тюрин, А.В. Денисов // Судебно-медицинская экспертиза. – 2013. – №. 3 (56). – С. 35–38.
6. Cai, Z. A three-dimensional finite element modelling of human chest injury following front or side impact loading / Z. Cai [et al.] // J. of vibroengineering. – 2016. – Vol. 18, № 1. – P. 539–550.
7. Fenne, P. M. Developing a test methodology to moderate levels of injury resulting from BABT / P. M. Fenne, J. Barnes-Warden // Proceedings of Personal Armour Systems Symposium (PASS 2014). – 2014. – 46 p.

8. Gayzik, F.S. Development of the global human body models consortium mid-sized male full body model / F.S. Gayzik [et al.] // Proceedings of International workshop on human subjects for biomechanical research. – 2011. – Vol. 39. – P. 12–23
9. Hayamizu, N. Measurement of impact response of pig lung / N. Hayamizu [et al.] // Proc. of JSME Tokai Branch Conf. – 2003. – P. 94–95.
10. Hinsley, D.E. Behind armour blunt trauma to the thorax – physical and biological models / D.E. Hinsley, W. Tam, D. Evison // Proceedings of Personal Armour Systems Symposium (PASS 2002). – Hague, Netherlands, 2002. – 9 p.
11. Iwamoto, M. Development of advanced human models in THUMS / M. Iwamoto [et al.] // Proc. 6th European LS-DYNA Users' Conference. – 2007. – P. 47–56.
12. Kemper, A. R. Multi-scale biomechanical characterization of human liver and spleen / A. Kemper [et al.] // Proceedings of the 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conference. – 2011. – Vol. 11. – P. 195.
13. Kemper, A.R. Biomechanical response of human spleen in tensile loading / A.R. Kemper, A.C. Santago, J.D. Stitzel [et al.] // J. of biomechanics. – 2012. – Vol. 45, № 2. – P. 348–355.
14. Lu, Y.C. Statistical modeling of human liver incorporating the variations in shape, size, and material properties / Y.C. Lu [et al.] // Stapp car crash journal. – 2013. – P. 57.
15. Maeno, T. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts / T. Maeno, J. Hasegawa // SAE Technical Paper. – 2001. – Vol. 6, № 201. – P. 54.
16. Mitsuhashi, N. BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts / N. Mitsuhashi [et al.] // Nucleic acids research. – 2008. – Vol. 37, № 1. – P. 782–785.
17. Mohan, P. Development of detailed finite element dummy models / P. Mohan // 6th LS-DYNA Forum, Frankenthal, Germany. – 2007. P. 13–22
18. Poulard, D. Unveiling the structural response of the ribcage: contribution of the intercostal muscles to the thoracic mechanical response / D. Poulard, D. Subit // 24th 75th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) National Highway Traffic Safety Administration. – 2015. – № 15. – P. 387.
19. Reed, M.P. An anthropometric comparison of current ATDs with the US adult population / M.P. Reed, J.D. Rupp // Traffic injury prevention. – 2013. – Vol. 14, № 7. – P. 703–705.
20. Roberts, J.C. Modeling nonpenetrating ballistic impact on a human torso / J.C. Roberts [et al.] // Johns Hopkins apl. technical digest. – 2005. – Vol. 26, № 1. – P. 84–92.
21. Rosen, J. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads / J. Rosen [et al.] // Journal of biomechanical engineering. – 2008. – Vol. 130, № 2. – P. 10–20.
22. Saraf, H. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading / H. Saraf [et al.] // Journal of biomechanics. – 2007. – Vol. 40, № 9. – P. 1960–1967.
23. Shigeta, K. Development of next generation human FE model capable of organ injury prediction / K. Shigeta, Y. Kitagawa, T. Yasuki // Proceedings of the 21st Annual enhanced safety of vehicles. – 2009. – P. 15–18.
24. Then, C. A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue / C. Then [et al.] // Technology and health care. – 2007. – Vol. 15, № 6. – P. 385–398.
25. Umale, S. Modeling and validation of the human liver and kidney models / S. Umale [et al.] // IRCOBI Conference Proceedings. – 2013. – NIRC. – P. 13–84.
26. Ward, E.E. Modeling the effects of blast on the human thorax using high strain rate viscoelastic properties of human tissue / E.E. Ward // IUTAM symposium on impact biomechanics: from fundamental insights to applications. – Springer, Dordrecht, 2005. – P. 17–24.

27. Yamada, H. Strength of biological materials / H. Yamada, F.G. Evans // Materials Sciences and Applications. – 2018. – Vol. 9, № 7. – P. 658–667.
28. Zhao, J. Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications / J. Zhao, G. Narwani // The 19th international technical conference on the enhanced safety of vehicles (ESV), Paper. – 2005. – № 05. – P. 399.
- 

A.V. Denisov, M.D. Stepanov, N.A. Haraldin, A.V. Stepanov, A.I. Borovkov, I.E. Zhukov, E.D. Kurinnoy, S.G. Tsurikov

### **Application of the mathematical model of human torso for modeling abbrevial influence in wound ballistics**

***Abstract.** In the work, a review of scientific articles on the behavior of tissues and organs of the human body under local mechanical effects on it, as well as a description of the physico-mechanical properties of biological materials. The selection of mechanical behavior for each biological material as part of a mathematical model of the human torso was carried out, its finite element model was created, validation experiments were modeled using data presented in the literature. An original calculation model of a human torso with a tuned interaction of organs with each other was developed. Contact interaction parameters are determined. The developed computational model of a human torso was verified based on data from open sources for an experiment with mechanical action by a cylindrical impactor. An algorithm for processing pressure and acceleration graphs has been implemented in order to obtain tolerance curves. A specialized modular program has been created for the automated processing of calculation results and the output of the main results. 42 numerical tests were carried out simulating the entry of a steel ball into each of 21 zones for power engineers of 40 and 80 J. According to the results of the tests for each organ, pressure and acceleration tolerance curves were obtained, animations of the behavior of organs under shock were created, visualization of the pressure field propagation in organs was obtained torso.*

***Key words:** human torso, mathematical modeling, computer modeling, spatial finite element model, armor protection, biological tissue modeling, armor injury, behind armor blunt trauma, body armor, biological model of human torso.*

Контактный телефон: +7-911-757-81-68; e-mail: vmeda-nio@mil.ru