

УДК: 623.445; 623.4.011; 623.4.018

DOI: 10.53816/23061456_2022_7–8_135

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ УДАРНЫХ ВОЛН С ГОЛОВОЙ ЧЕЛОВЕКА В ШЛЕМЕ И БЕЗ НЕГО

INTERACTION OF SHOCK WAVES WITH THE HUMANS HEAD WITH/WITHOUT HELMET

С.Н. Васильева, канд. техн. наук И.В. Гук

S.N. Vasilieva, Ph.D. I.V. Guk

АО «НПО Спецматериалов»

В данной статье приведен обзор исследований, посвященных воздействию воздушной ударной волны на голову человека. Представлено описание механизма и рассмотрены исследования причин возникновения черепно-мозговой травмы, получаемой в результате воздействия воздушных ударных волн. Рассмотрены исследования о влиянии наличия шлема на голове человека на величину ударно-волновой нагрузки. Показано, что геометрия шлема влияет на характер ударно-волновых течений и может способствовать возникновению дополнительных скачков уплотнения. На основе рассмотренных исследований сделан вывод, что наличие шлема не только не защищает голову человека, так как не обеспечивается защита лицевых костей и хрящей, но и может привести к изменению характера черепно-мозговой травмы, в связи с особенностями ударно-волнового взаимодействия с шлемом.

Ключевые слова: воздушная ударная волна, черепно-мозговая травма, шлем, ударно-волновое воздействие.

This article provides an overview of studies on the effects of an air shock wave on the human head. A description of the mechanism is presented and studies of the causes of traumatic brain injury resulting from exposure to air shock waves are considered. Studies on the influence of the presence of a helmet on a person's head on the magnitude of the shock-wave load are considered. It is shown that the geometry of the helmet affects the nature of shock-wave flows and can contribute to the occurrence of additional shock surges. Based on the studies reviewed, it is concluded that the presence of a helmet not only does not protect a person's head, since the protection of facial bones and cartilage is not provided, but can also lead to a change in the nature of traumatic brain injury, due to the peculiarities of shock-wave interaction with the helmet.

Keywords: air shock wave, traumatic brain injury, helmet, shock wave impact.

Введение

Согласно [1–3], черепно-мозговая травма (ЧМТ) одна из самых распространенных травм, получаемая военнослужащими в военных конфликтах. ЧМТ во время ведения боевых действий может возникать как в результате ударов по голове че-

ловека, в том числе баллистического воздействия пуль, осколков боеприпасов, вторичных ранищих снарядов, так и в результате воздействия избыточного давления воздушной ударной волны (ВУВ), возникающей во время подрыва боеприпаса.

Взрывные травмы разделяются на: первичные — вызванные воздействием ударных волн;

вторичные — вызванные осколочным действием дробящегося корпуса взрывного устройства; третичные — вызванные химическим/термическим действием пороховых газов [4]. В данной статье основное внимание будет уделено первичным травмам. В [5] отмечается, что действие ВУВ не ограничивается фронтальным ударом по поверхности тела. При ударно-волновом взаимодействии с головой человека ВУВ трансформируется в ударную волну внутренней среды самого организма, что приводит к смещению органов относительно друг друга, а также к их поворотам в естественных анатомических ложах, например, к смещению головного мозга относительно черепной коробки. Значительному воздействию избыточного давления также подвергается слуховой аппарат человека, данное явление описано в статьях [6, 7]. По данным указанным в [8], даже воздействие ВУВ, вызывающей легкие ЧМТ (13–15 баллов по шкале Глазго [9]), может привести к функциональным изменениям мозга, проявляющимся с течением времени [10]. Поскольку большая часть ЧМТ, получаемых военнослужащими при взрывах, классифицируется как «легкая», возрастает потребность в средствах индивидуальной защиты области головы. Подобные выводы были сделаны также при рассмотрении медико-биологических аспектов развития средств индивидуальной защиты сапера [11]. Основным и единственным способом защиты головы военнослужащих во время ведения боевых действий является использование шлемов. Конструкция элементов шлема, материалы из которых он изготовлен, влияют на характер процессов вызываемых ВУВ [12], что может приводить не только к снижению, но и к усилению ударно-волновой нагрузки.

Воздействие ударной волны на голову человека

Шкала комы Глазго подразделяет степень тяжести ЧМТ на: легкую (13–15 баллов), среднюю (9–12 баллов), тяжелую (3–8 баллов) и вегетативное состояние (менее 3 баллов). Предполагается, что ЧМТ, вызванная взрывом, возникает в основном из-за механического воздействия ВУВ, при котором преобладает волна напряжения. Травмы, вызванные ударами по голове человека, при отсутствии переломов костей черепа, возникают в результате воздействия ускорений

на внутренние органы. Иногда «легкие» ЧМТ остаются необнаруженными, в результате чего, при последующих травмах головы, может возникнуть кумулятивный эффект с необратимыми повреждениями умственных способностей военнослужащего [13]. Более того, у военнослужащих, перенесших взрывную травму, были замечены изменения на электроэнцефалографии и такие симптомы как: ретроградная амнезия, психическая блокада, апатия/летаргия, психомоторное возбуждение и повышенная тревожность. Одной из предположительных причин подобных функциональных и психологических изменений является передача импульса от избыточного давления взрыва в центральную нервную систему. Импульс воздействует на ткань мозга, вызывая диффузное повреждение аксонов, разрушение периферических тканей и их растяжение [14].

Экспериментальные исследования с использованием имитаторов головы (искусственно-созданных, животных, натуральных объектов) использовались в совокупности с вычислительными методами для понимания механизмов возникновения ЧМТ при взрывной травме и разработки систем защиты [15]. Одно из исследований [16] было направлено на изучение влияния угла подхода ВУВ к телу. В качестве натурального объекта использовались крысы, у которых после воздействия ударной волны (давление во фронте около 35 кПа) измерялось давление внутри желудочков головного мозга. Помещались объекты в различной ориентации ко фронту ВУВ: лобной, затылочной и височной костями перпендикулярно направлению распространения фронта ударной волны. В исследовании, проведенном на крысах, был сделан вывод о том, что различная ориентация поражаемого объекта не вносит значительный вклад в образование повреждений в мозге, что позволяет сузить задачу изучения воздействия ВУВ на голову человека (достаточным будет изучение воздействия ВУВ при воздействии на лобную долю).

В статье [17] было показано, что анатомические особенности головы, такие как форма черепа, носа, определяют динамику потока ВУВ вокруг головы, которая влияет на чистую механическую нагрузку на голову. Биомеханическая нагрузка определяется прямой передачей структурных деформаций костями и оболочками головы, а также отражениями волн от границ раздела

мягкие ткани–жидкость. Анализ деформаций и напряжений, возникающих в черепе и мозге, показал, что при воздействии ВУВ, возможны изгиб черепа и кавитация тканей. Исследования в [17] проводились в ударной трубе и с использованием головы манекена Hybrid III, показанной на рис. 1. Также было проведено численное моделирование воздействия ударной волны на голову человека, построенная 3D-модель представлена на рис. 2.

Взрывная волна оказывает нагрузку на различные части черепа в направлении её движе-

ния, в то же время волна напряжения проходит через череп со скоростью около 1800 м/с, превышающей скорость ВУВ, равную 600 м/с при испытаниях [17]. При компьютерном моделировании было выяснено, что высокоскоростная волна напряжений, распространяющаяся в черепе, вызывает ряд деформаций, представленных на рис. 3 для продольно-поперечного сечения черепной коробки, которые приводят к травмированию головного мозга.

Полученная картина смещения мозговой оболочки показывает, что максимальную

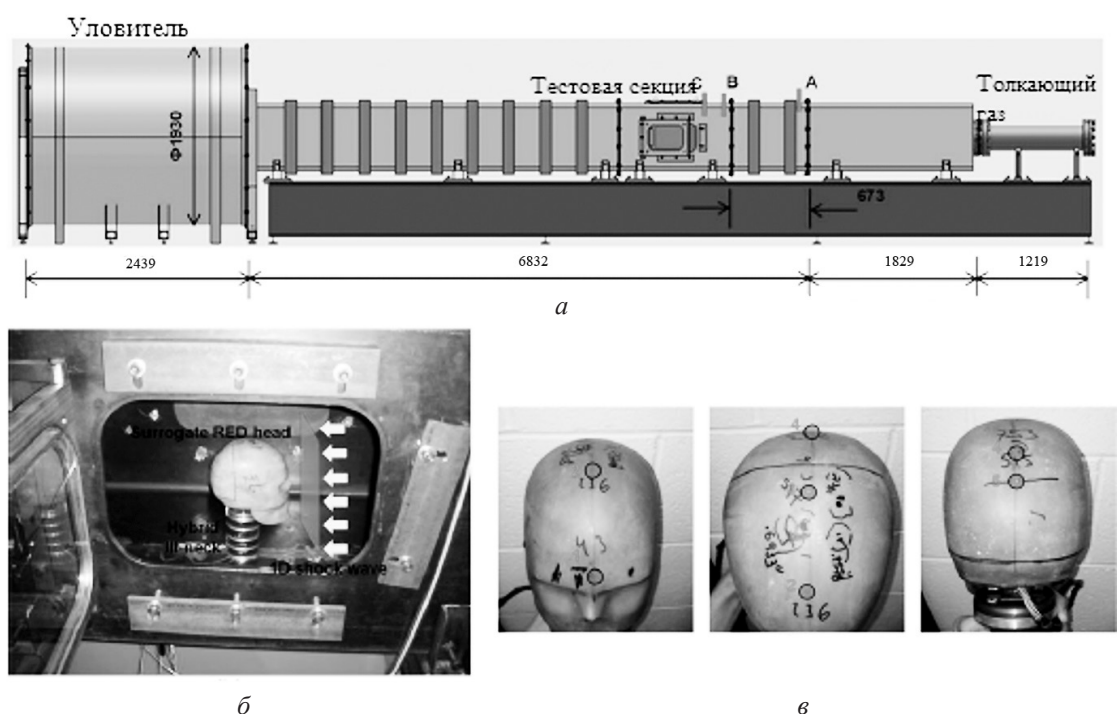


Рис. 1. Схема ударной трубы и имитатора головы с установленными датчиками: а — схема ударной трубы; б — схема размещения имитатора головы в тестовой секции; в — схема размещения датчиков в имитаторе головы [17]



Рис. 2. 3D-модель эксперимента [17]

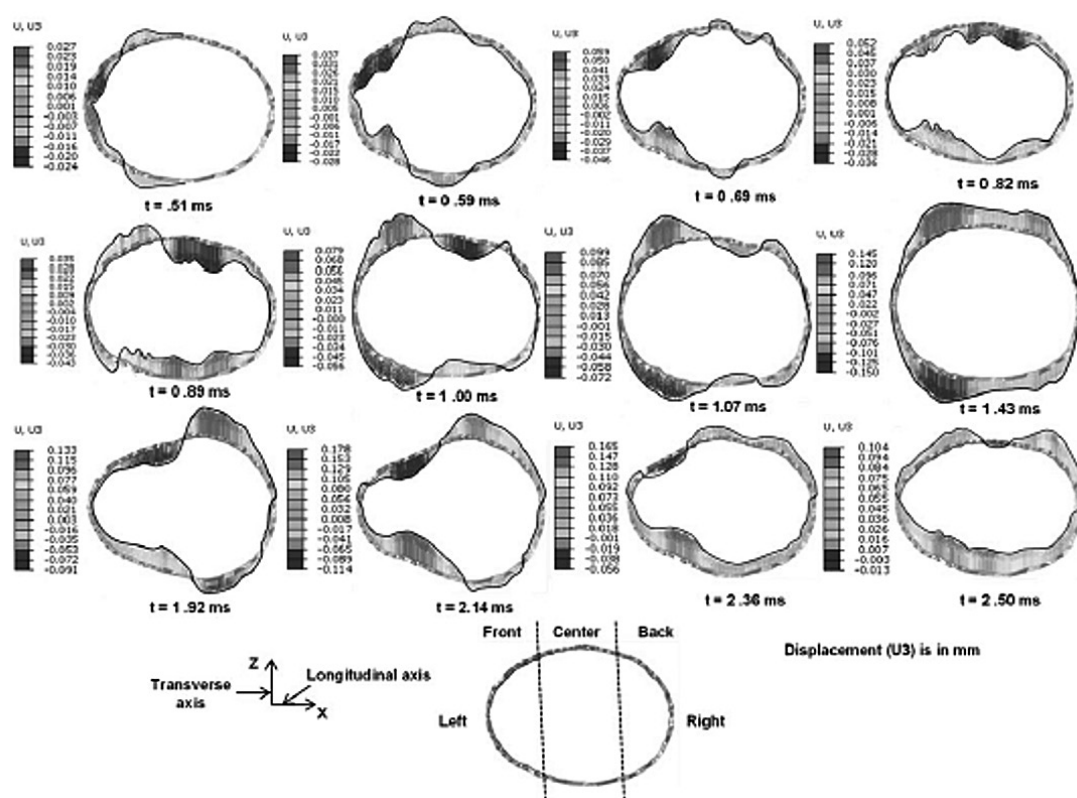


Рис. 3. Распределение давления в костях черепа [17]

нагрузку испытывает лобная доля, в то время как в затылочной наблюдаются наименьшие деформации.

Исследование непосредственного взаимодействия ударной волны с имитатором человеческой головы (рис. 4), показало, что именно анатомические особенности головы определяют места разделения и слияния потоков поверхностных волн давления. Для головы, используемой при проведении исследования [17], слияние волн давления в затылочной области приводит к возникновению избыточного давления внутри черепной коробки. Однако во время первичного воздействия ВУВ на голову человека затылочная и средний отделы головного мозга подвергаются воздействию пониженного давления, что также может привести к повреждению мозга.

Вопросами математического моделирования взаимодействия ВУВ с мозгом человека занимались в исследовании [18]. Построенная численная модель головы человека представлена на рис. 5. Статья [18] описывает влияние положения головы человека при воздействии ударных волн в помещениях. Предполагалось

что ударная волна подходит с затылочной области, притом положение головы меняли на 0° , 35° , 45° (рис. 6)

Полученные в результате моделирования диаграммы показывают, что при размещении человека в положениях Г, Д, Е наблюдаются максимальные нагрузки в мозге (рис. 7) в результате переотражения ударных волн от стен помещения, однако угол наклона головы относительно движения ВУВ не влияет на величину нагрузок.

Рассмотренные исследования позволяют утверждать следующее.

1. Ориентация головы не влияет на амплитуду ударной волны, возникающей в черепе и мозге.
2. Формирование фронта ударной волны в голове и характер взаимодействия ВУВ с головой определяется анатомическими особенностями головы человека.
3. Ударная волна, возникающая в костях черепа, оказывает влияние на распределение нагрузок и деформаций в черепе и близлежащих тканях.

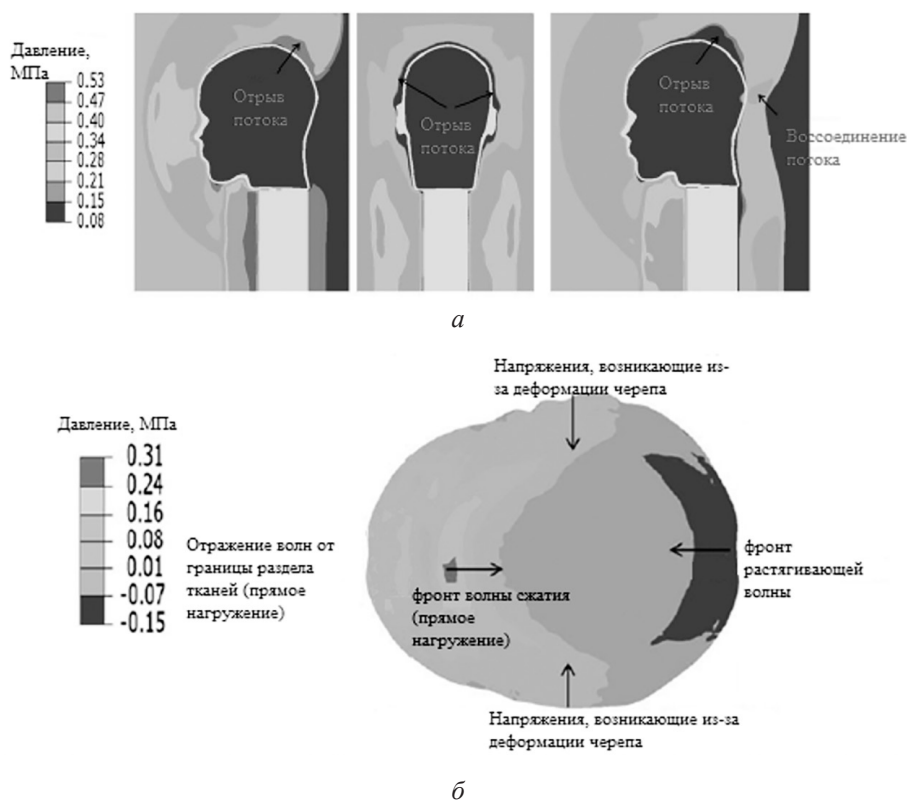


Рис. 4. Поле давлений при: а — обтекании волной имитатора человеческой головы; б — поле давлений в мозге [17]

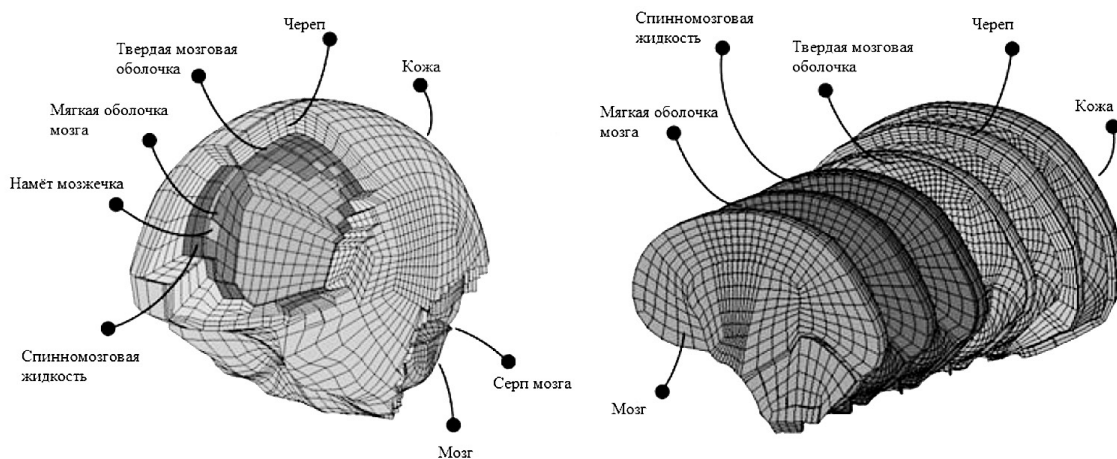


Рис. 5. Численная модель головы человека [18]

Воздействие воздушной ударной волны на голову человека в шлеме

Единственным средством защиты от действия ВУВ для военнослужащих является ношение специализированных шлемов, однако исследование [19] также показало, что

воздействие отраженных ударных волн от стен помещения может привести к усилению давления в ударной волне взаимодействующей с головой человека, откуда следует, что геометрия шлема и расположение его элементов играют основную роль в поглощении избыточного давления.

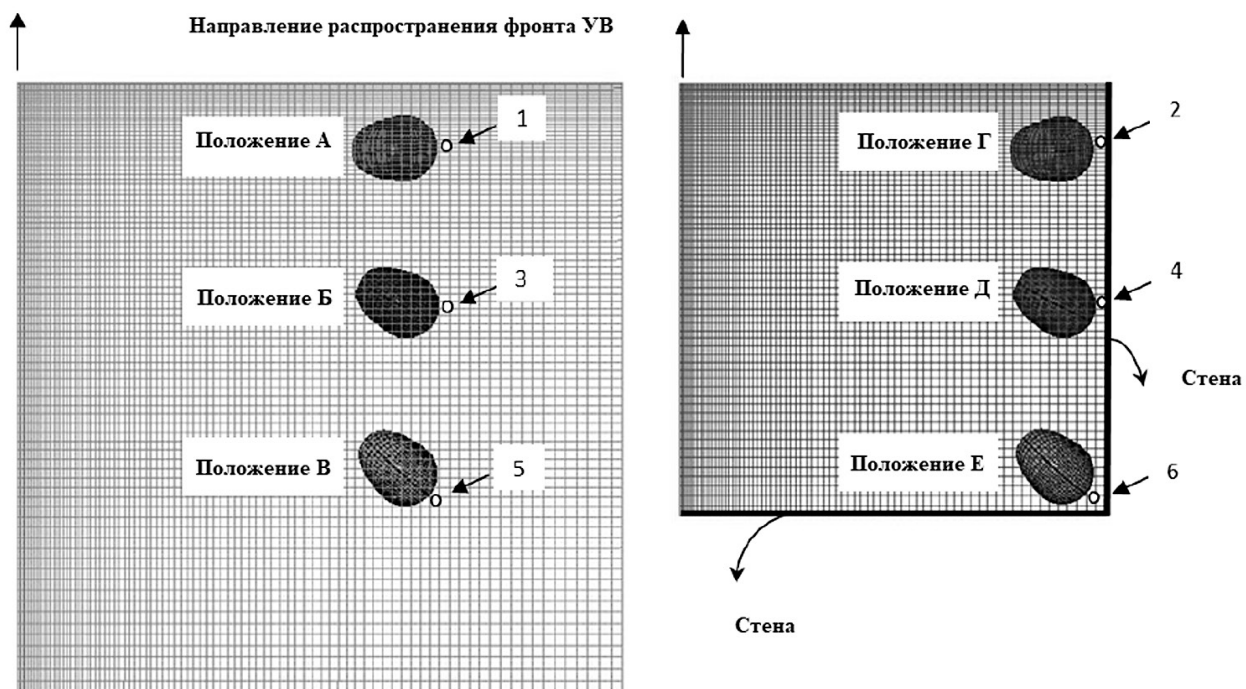


Рис. 6. Схема компьютерного моделирования [18]: положение А — положение головы при 0° к УВ на расстоянии 860 мм от точки формирования УВ в свободном поле; положение Б — положение головы при 0° к УВ на расстоянии 860 мм от точки формирования УВ в свободном поле; положение В — положение головы при 35° к УВ на расстоянии 1000 мм от точки формирования УВ в свободном поле; положение Г — положение головы при 35° к УВ на расстоянии 1000 мм от точки формирования УВ в помещении; положение Д — положение головы при 45° к УВ на расстоянии 1200 мм от точки формирования УВ в помещении; положение Е — положение головы при 45° к УВ на расстоянии 1200 мм от точки формирования УВ в помещении

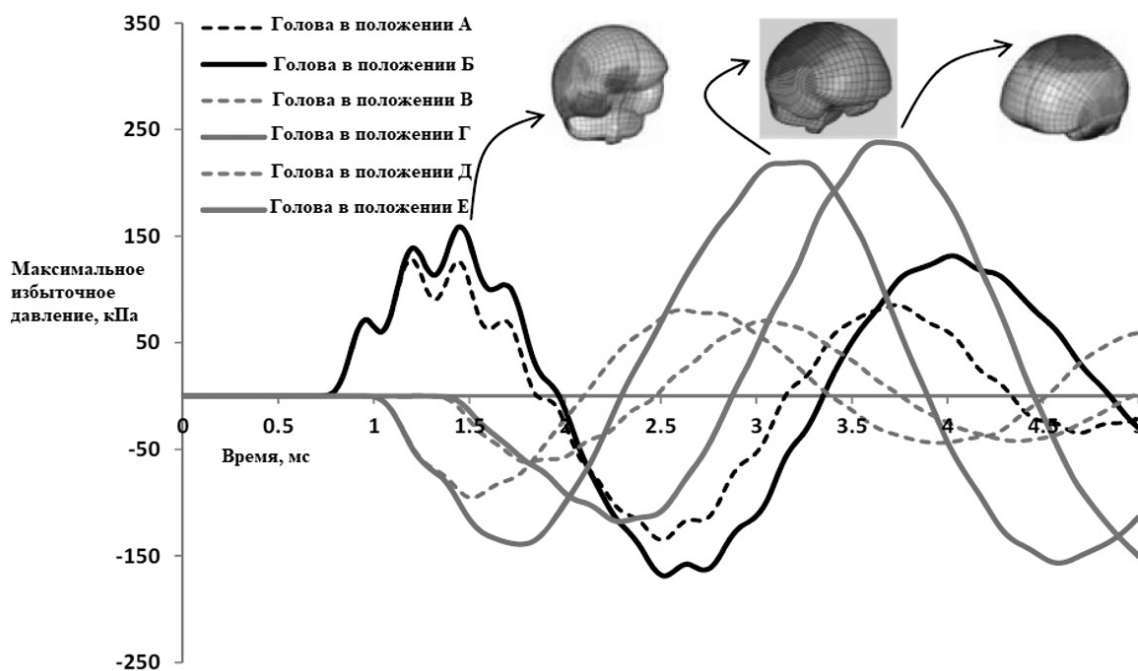


Рис. 7. Результаты измерений при численном моделировании

Авторами [20] был проведен ряд численных и натуральных экспериментов по изучению воздействия ВУВ на голову человека в шлеме и без него. В отличие от ранее рассмотренных расчетов, при моделировании головы в [20] её сегментировали исключительно на мозг и череп. После встречи фронта ударной волны (УВ) с головой человека в шлеме, фронт разделяется на два скачка уплотнения (рис. 8): один скачок проходит по внешнему периметру шлема, другой — проходит через щель между головой и шлемом, и продолжает движение к затылочной части головы. В конечном итоге, когда два скачка уплотнения встречаются, возникает зона избыточного давления в затылочной части головы.

В статье отмечается, что наличие зазоров между головой человека и шлемом приводит к образованию зон избыточного давления в данных областях, что ведет к формированию ЧМТ. Максимумы давления при взаимодействии ударной волны с головой человека наблюдаются во впадинах, особенно в полостях носа и глаз. Одним из главных выводов является то, что несмотря на наличие скачков уплотнения,

возникающих из-за геометрии шлема, значения избыточного давления и импульса в данных областях ниже абсолютных значений в местах встречи фронта ударной волны с головой человека. Похожее исследование с аналогичными выводами было сделано авторами статей [20–22].

Более подробное изучение влияния эргономики шлема на взаимодействие ВУВ и головы человека представлено в исследовании [23]. Авторы разработали анатомически точную численную модель головы человека и поместили на нее шлем АСН (Advanced Combat Helmet) с забралом и защитой нижней челюсти по системе Helmet Electronics and Display system — Upgradeable Protection (HEaDS-UP) [24]. Целью данного исследования является оценка влияния дополнительных элементов защиты, таких как забрало и защита челюсти, на снижение избыточного давления ВУВ. Оценку травмы головного мозга проводили путем изменения величин внутричерепного давления, максимальных нагрузок и деформаций сдвига. За пороговое избыточное давление, при котором могут возникать ЧМТ, была

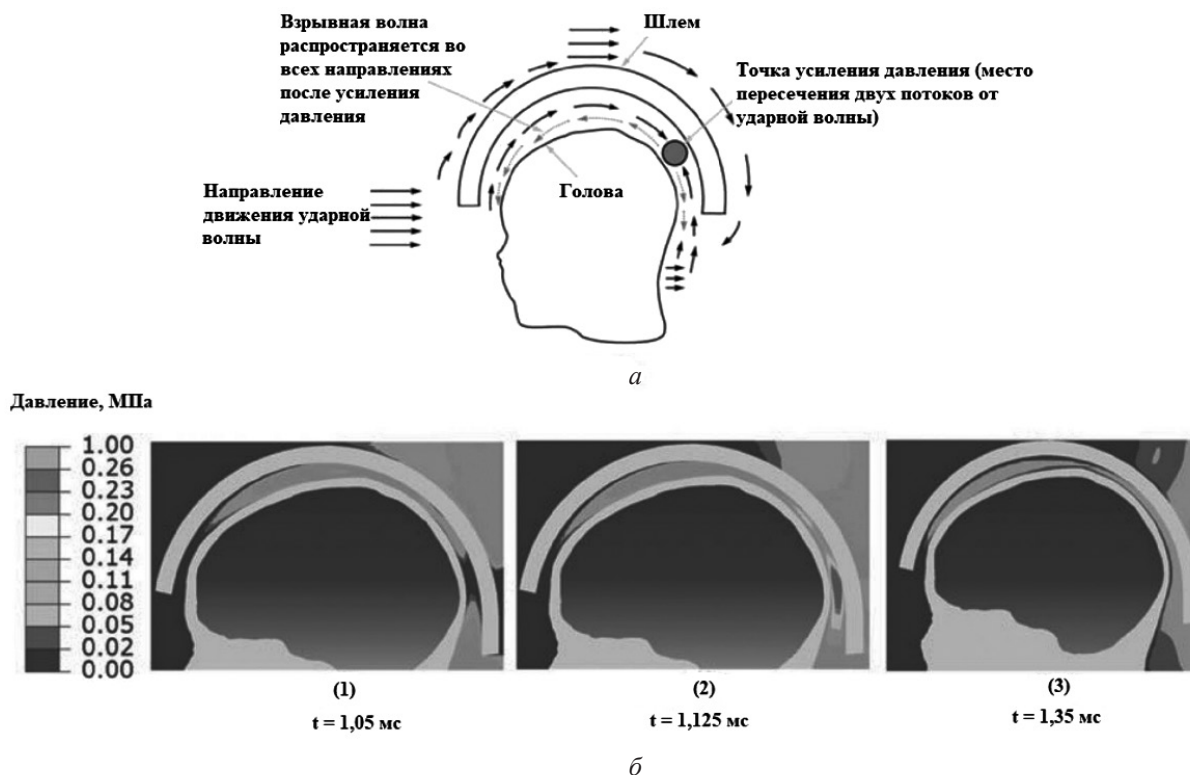


Рис. 8. Распределение давления при воздействии ВУВ на голову человека: а — схема движения воздушных потоков; б — распределение давления при воздействии ВУВ на голову человека в шлеме [20]

принята величина 235 кПа, так как при превышении данного давления возникает ушиб головного мозга (полное отсутствие травм соответствует давлению 173 кПа и ниже). Полученные результаты сведены в табл. 1.

Стоит отметить, что использование различных сочетаний элементов защиты головы приводит к изменению во времени возникновения областей порогового избыточного давления. Наибольшая задержка возникновения порогового избыточного давления наблюдалось при использовании конфигурации 3 (табл. 1). Также, при использовании шлема не наблюдалось

значительных напряжений и деформаций сдвига (в отличие от головы без шлема — рис. 3), что говорит о возможном уменьшении степени ЧМТ, возникающей от действия взрыва.

На рис. 9 также представлены расчеты с использованием конфигурации 3 шлема. Так же, как и в [23], можно сделать вывод о том, что избыточное давление действует не только на внутренние органы человека, но и на такие части головы как нос, глаза и рот. На рис. 8 можно наблюдать значительные деформации носа.

Довольно интересно исследование, направленное на изучение влияния подхода УВ к голове

Таблица 1

Результаты моделирования [23]

№	Используемая защита головы	Регистрируемое давление более	Области головы с максимальным избыточным давлением
1	Шлем + забрало	235 кПа	Лобная доля головного мозга, с постепенным распространением до затылочной доли. Мозг почти полностью поврежден
2	Шлем + защита нижней челюсти		Локализуется в затылочной доле, достигается меньшая плотность повреждений в сравнении с п. 1
3	Шлем + забрало + защита нижней челюсти		Локализуется в лобной доле, распространение избыточных напряжений после прохождения лобной доли не наблюдается

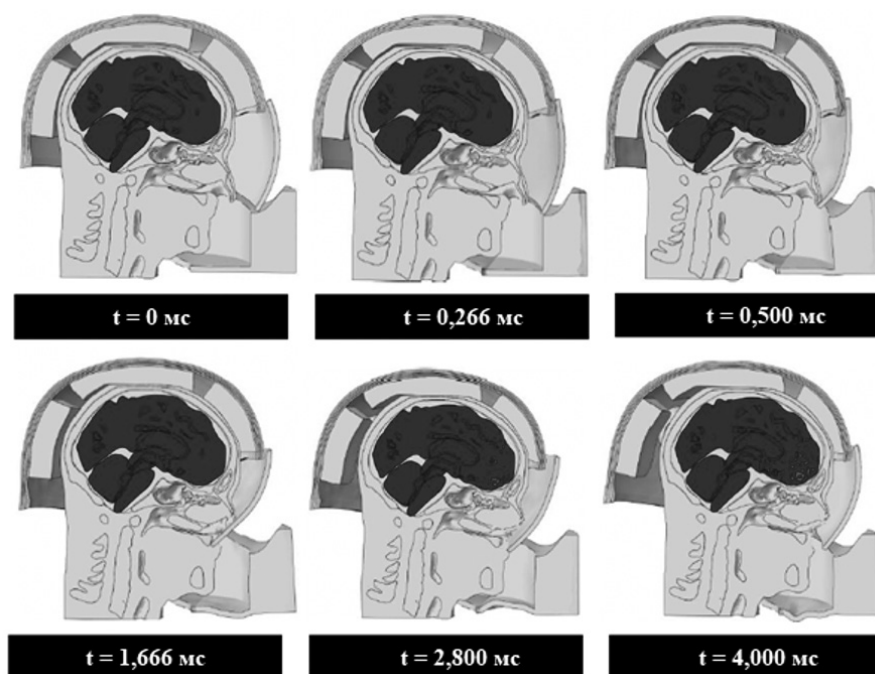


Рис. 9. Расчеты при использовании конфигурации 3 [23]

человека в шлеме на развитие ударно-волновых процессов и возникновения ЧМТ представленно в [25], (рис. 10).

Как и в предыдущих исследованиях был сделан вывод о том, что при взаимодействии УВ с головой человека в шлеме при прямом воздействии (0°) максимальная величина избыточного давления наблюдается в затылочной области. Похожие процессы наблюдаются при воздействии ударных волн под углами 90° и 270° . При воздействии УВ со стороны затылочной области (180°) наблюдаются самые низкие пиковые давления из-за экранирования задней поверхностью шлема УВ. Также при использовании шлемов скорость нарастания давления под ними значительно больше, чем при прямом воздействии ударной волны на голову человека, что может быть связано с эффектами, описанными в статьях [20–22]. Использование шлемов с разной геометрией показало, что самое быстрое нарастание давления достигается при использовании шлемов Ops-Core и ECH, что говорит о том, что состоящий из двух частей Airframe более эффективно справляется с нагрузками, возникающими при воздействии воздушных ударных волн.

По материалам рассмотренным в статьях [20–25] можно сделать следующие выводы:

1. Наличие шлема обеспечивает защиту от прямого воздействия воздушных ударных волн на голову человека, однако ведет к появлению скачка уплотнения в затылочной области головы, что также может приводить к ЧМТ;

2. Без использования дополнительной защиты области глаз, носа и челюсти невозможно уменьшить давление в воздействующей на лицо УВ, отсутствие этих элементов может привести к соответствующим травмам;

3. Лобная доля подвергается воздействию ряду отраженных от шлема волн, что приводит к усилению нагрузки на данную область;

4. Геометрия шлема, а именно наличие зазоров между головой и шлемом, ведет к дополнительному появлению скачков уплотнения. Несмотря на то, что давление в данных скачках уплотнения значительно меньше давления во фронте воздушной ударной волны, нарастание давления в случае появления скачков уплотнения, происходит быстрее, чем в падающей ударной волне, что также может привести к появлению ЧМТ.

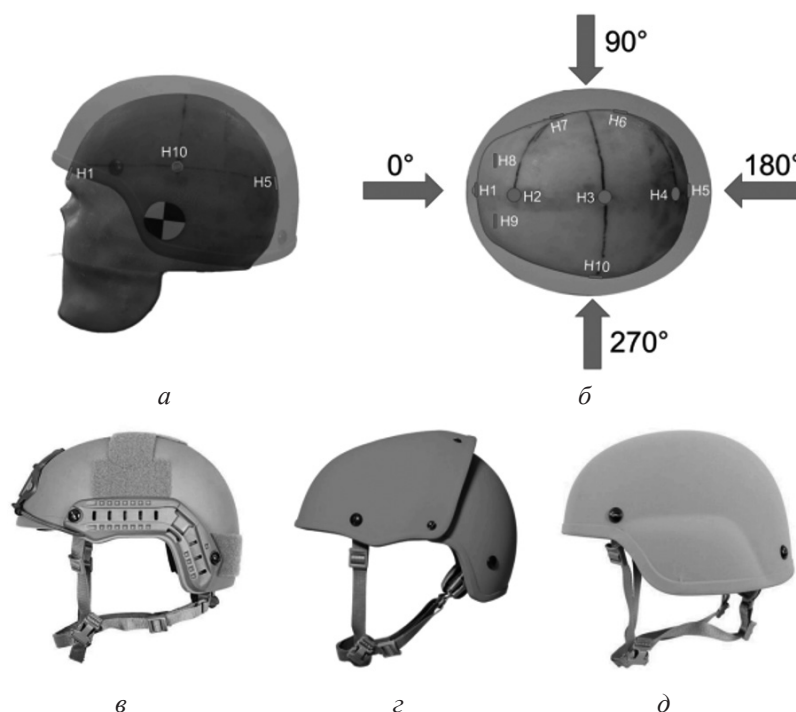


Рис. 10. Исследование [19]: а — имитатор головы Hybrid III с размещенными датчиками; б — схема подхода ударных волн; в — шлем линейки Ops-Core Fast Ballistic; г — шлем Crye Precision Airframe; д — улучшенный боевой шлем Enhanced Combat Helmet (ECH) [25]

Сравнение воздействия воздушной ударной волны на голову человека в шлеме и без него

Множество рассмотренных исследований показывают, что наличие шлема на голове человека может привести к возникновению ЧМТ. Однако, основной целью поставленной авторами данной статьи, является качественная оценка давлений, возникающих при ударно-волновом воздействии на голову человека в шлеме и без него, для оценки снижения давления во фронте УВ, проходящей через голову человека.

Исследование [26] было направлено на изучение эффективности гашения ударных волн шлемом АСН путем численного моделирования. Голову в данном случае разделяли на два элемента: костная оболочка и мозг (рис. 11). Считалось, что человек находится на расстоянии 0,8 м от точки подрыва зарядов массами 0,038 кг, 0,093 кг, 0,227 кг. Полученные результаты моделирования представлены в табл. 2.

Работа [26] показывает, что использование шлема значительно влияет на ослабление ударной волны при подрывах более крупных масс зарядов. По приведенным в статье данным можно сделать вывод, что чем больше давление в падающей ударной волне, тем эффективнее шлем снижает избыточное давление на голову. Процентное соотношение показывает, что шлем АСН может снизить до 40 % избыточной нагрузки, передаваемой ВУВ на голову.

Авторами статьи [27] было проведено экспериментальное исследование по изучению гашения ударных волн различными шлемами. Исследование проводилось на ударной трубе по схеме, представленной на рис. 12, с исполь-

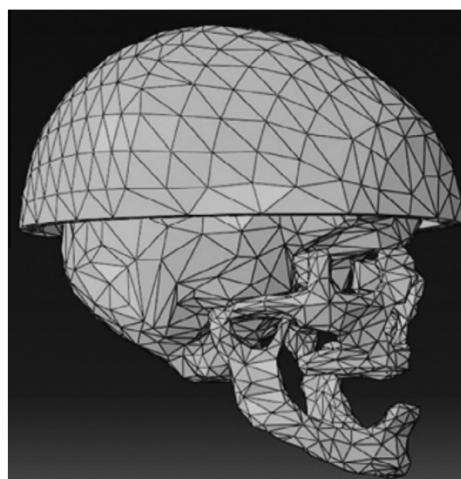


Рис. 11. Численная модель [26]

зованием имитатора головы Hybrid III и шлемов М15 (1915 года) Adrian Helmet, М1916 Stahlhelm, М1917 Brodie Helmet, АСН. Наибольший интерес в данной статье представляет использование шлемов, поставленных на снабжение армий, а потому далее будут приведены данные для шлема АСН (табл. 2).

Довольно обширно механизм воздействия ударной волны на голову человека в шлеме АСН представлен в источнике [28]. Испытания, как и в [27], проводились на ударной трубе, а результаты испытаний для данного исследования также представлены в табл. 2.

В зарубежных источниках большинство исследований посвящено изучению гашения ударных волн именно шлемом АСН, что связано с широким использованием данного шлема американской армией. Стоит отметить, что данный шлем разрабатывался для защиты от ударного

Таблица 2

Результаты экспериментов [26–28]

Масса заряда/ давление в падающей ВУВ	Используемый шлем	Расстояние от точки подрыва	Точка измерения давления	Без шлема	В шлеме
				максимальная нагрузка	максимальная нагрузка
0,038 кг	АСН	0,8 м	Лоб	800 Па	600 Па
0,093 кг			Лоб	1500 Па	1400 Па
0,227 кг			Лоб	4400 Па	3000 Па
4521 кПа		Теменная область	3400 кПа	1000 кПа	
160 кПа		в точке воздействия ВУВ на голову	Лобная доля мозга (под твердой оболочкой)	280 кПа	120 кПа

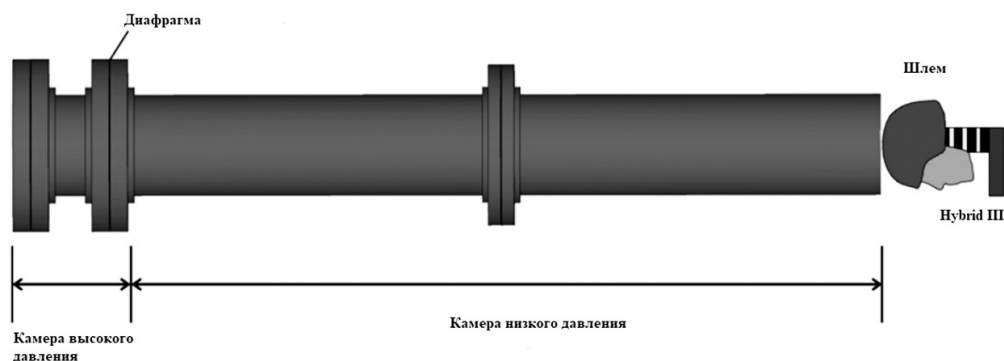


Рис. 12. Схема проведения экспериментов [27]

воздействия, как и большинство разработанных для армии шлемов.

Рассмотренные исследования показывают, что использование шлема АСН приводит к снижению воздействия ударных волн, однако рассмотренные в данной статье источники показывают, что геометрия шлема и его составных элементов влияет на формирование ударных волн в пространстве между шлемом и головой.

Выводы

Проведенный обзор показывает необходимость разработки шлемов способных обеспечивать защиту от воздействия воздушных ударных волн.

Рассмотренные в данной статье исследования показывают, что:

1. Шлем должен обеспечивать защиту не только от избыточного давления в ВУВ, но и от смещений костей черепа, возникающих при ударном воздействии;

2. При проектировании защитных шлемов следует учитывать анатомические особенности головы человека, с целью обеспечения плотного прилегания шлема к голове;

3. При проектировании защитных шлемов следует проводить испытания по изучению движения воздушных потоков с целью недопущения возникновения скачков уплотнений под ним;

4. Спроектированные и используемые пулестойкие шлема (такие как АСН), могут обеспечить снижение избыточного давления во фронте падающей ударной волны, однако про-

веденная оценка свидетельствует о том, что лицо человека в отсутствии какой-либо защиты может получить значительные травмы, приводящие к недееспособности человека.

Литература

1. Wiliam C. Moss, Michael J. King, Eric G. Blackman. Skull flexure from blast waves: a mechanism for brain injury with implications for helmet design // *Physical Review Letters*. 2009. Pp. 2–15
2. Liying Zhang, Rahul Makwana, Sumit Sharma. Brain response to primary blast wave using validated finite element models of human head and advanced combat helmet // *Frontiers in Neurology*. 2013. Pp. 1–12.
3. Жуков И.Е., Миляев А.В., Серов А.В. и др. Статистика о взрывной травме военнослужащих // *Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму*. 2015. Вып. 9–10 (87–88). С. 18–24.
4. DePalma Ralph G., David M.D., Burris G., Howard R. Champion and Michael J. Hodgson, Blast injures // *The new England journal of medicine*. 2014. Pp. 1335–1342.
5. Повзун С.А., Ключков Н.Д., Рогачёв Д.М. Патологическая анатомия боевых поражений и их осложнений // *Учебное пособие*. — СПб.: 2002. С. 18–80.
6. Логаткин С.М., Озерецковский Л.Б., Терентьев Л.П. и др. Шумозащитный артиллерийский шлем. История создания // *Известия российской академии ракетных и артиллерийских наук*. 2008. С. 86–90.
7. Логаткин С.М., Грачев И.И., Кузнецов М.С. и др. Применение средств индивиду-

альной защиты органа слуха при проведении учебных стрельб // Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму. 2018. Вып. 11–12 (125–126). С. 160–168.

8. Joost Op't Eynde, Allen W. Yu, Christopher P. Eckersley, Cameron R. Bass. Primary blast wave protection in combat helmet design: A historical comparison between present day and World War I // *Plosone*. 2020. 113 p.

9. Черепно-мозговая травма: учебное пособие / В.А. Бывальцев [и др.]; ФГБОУ ВО ИГМУ Минздрава России, Кафедра нейрохирургии и инновационной медицины. — Иркутск: ИГМУ. 2018. 154 с.

10. Charles W. Hoge, Dennis McGurk, Jeffrey L. Thomas, Anthony L. Cox, Charles C. Engel, and Carl A. Castro. Mild traumatic brain injury in U.S. soldiers returning from Iraq // *The New England journal of medicine*. 2008. Pp. 453–463.

11. Денисов А.В., Анисин А.В., Логаткин С.М. и др. Медико-биологические аспекты развития средств индивидуальной защиты сапёра // Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму. 2018. Вып. 1–2 (115–116). С. 116–124.

12. Michelle K. Nyein, Amanda M. Jason, Li Yu, Claudio M. Pit, John D. Joannopoulos, David F. Moore, and Raul A. Radovitzky. In silico investigation of intracranial blast mitigation with relevance to military traumatic brain injury // *PNAS*. 2011. Pp. 20703–20708.

13. S. Ganpule, A. Alai, E. Plougonven, N. Chandra. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches // *Biomech Model Mechanobiol*. 2013. Pp. 511–513.

14. Ibolja Cernak, Zhengguo Wang, Jianxin Jiang, Xiuwu Bian and Jovan Savic. Ultrastructural and Functional Characteristics of Blast Injury-Induced Neurotrauma // *The Journal of TRAUMA Injury, Infection, and Critical Care*. 2001. Pp. 695–706.

15. Feng Zhu, Christina Wagner, Alessandra Dal Cengio Leonardi, Xin Jin, Pamela Vandevord, Clifford Chou, King H. Yang, Albert I. King. Using a gel/plastic surrogate to study the biomechanical response of the head under air shock loading: a combined experimental and numerical investigation // *Biomech Model Mechanobiol*. 2012. Pp. 341–353.

16. Mikulas Chavko, Tomas Watanabe, Saleena Adeeb, Jason Lankasky, Stephen T. Ahlers, Richard M. McCarron. Relationship between orientation to a blast and pressure wave propagation inside the rat brain // *Journal of Neuroscience Methods*. 2010. Pp. 61–66.

17. S. Ganpule, A. Alai, E. Plougonven, N. Chandra. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches // *Biomech Model Mechanobiol*. 2013. Pp. 511–531.

18. Asghar Rezaei, Mehdi Salimi Jazi, Samad Javid, Ghodrat Karami and Mariusz Ziejewski. Confined blasts, and the impact of shock wave reflections on a human head and the related traumatic brain injury // *Int. J. Experimental and Computational Biomechanics*. 2014. Pp. 205–222.

19. Shailesh G. Ganpule, Linxia Gu, Aaron L. Alai, Namas Chandra. Role of helmet in the mechanics of shock wave propagation under blast loading conditions // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2011. Pp. 1–13.

20. Hesam Sarvghad-Moghaddam, Asghar Rezaei, Mariusz Ziejewski and Ghodrat Karami. CFD modeling of the underwash effect of military helmets as a possible mechanism for blast-induced traumatic brain injury // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2017. Pp. 16–26.

21. Жуков И.Е., Миляев А.В., Котосов А.А. Компьютерное моделирование механического действия воздушной ударной волны на бронешлем и объект защиты // Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму. 2018. Вып. 3–4 (117–118). С. 39–45.

22. Жуков И.Е., Миляев А.В., Серов А.В. и др. Ударная волна взрыва и защитные свойства шлема // Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму. 2015. Вып. 9–10 (87–88). С. 35–43.

23. M. Rodríguez-Millána, L.B Tan, K.M. Tseb, H.P. Lee, M.H. Miguélez. Effect of full helmet systems on human head responses under blast loading // *Materials & Design*. 2016. Pp. 1–12.

24. Angelique A. Scharine, Rachel A. Weatherless. DTIC ADA592067: Helmet Electronics & Display System-Upgradeable Protection (HEADS-UP) Phase III Assessment: Headgear Effects

on Auditory Perception. // Defense Technical Information Center. 2013. 24 p.

25. Maciej Skotak, Jonathan Salib, Anthony Misistia, Arturo Cardenas, Eren Alay, Namas Chandra and Gary H. Kamimori. Factors Contributing to Increased Blast Overpressure Inside Modern Ballistic Helmets // Applied Sciences. 2020. Pp. 2–15.

26. Daniel Jenson, Vinu U. Unnikrishnan. Energy dissipation of nanocomposite based helmets for blast-induced traumatic brain injury mitigation // Composite Structures. 2015. Pp. 211–216.

27. J. Op 't Eynde, A.W. Yu, C.P. Eckersley, and C.R. Bass. Blast wave protection in combat helmet design — a historical comparison // Ohio State University Injury Biomechanics Symposium. 2018. Pp. 1–14.

28. R.S. Salzar, D. Treichler, A. Wardlaw, G. Weiss, J. Goeller. Experimental Investigation of Cavitation as a Possible Damage Mechanism in Blast-Induced Traumatic Brain Injury in Post-mortem Human Subject Heads // Journal of Neurotrauma. 2016. Pp. 1–46.

References

1. Wiliam C. Moss, Michael J. King, Eric G. Blackman. Skull flexure from blast waves: a mechanism for brain injury with implications for helmet design // Physical Review Letters. 2009. Pp. 2–15.

2. Liying Zhang, Rahul Makwana, Sumit Sharma. Brain response to primary blast wave using validated finite element models of human head and advanced combat helmet // Frontiers in Neurology. 2013. Pp. 1–12.

3. ZHukov I.E., Milyaev A.V., Serov A.V. et al. Statistika o vzryvnoj travme voennosluzhashchih // Voprosy oboronnoj tekhniki. Seriya 16. Tekhnicheskie sredstva protivodejstviya terrorizmu. 2015. Vol. 9–10 (87–88). Pp. 18–24.

4. DePalma Ralph G., David M.D., Burris G., Howard R. Champion and Michael J. Hodgson, Blast injures // The new England journal of medicine. 2014. Pp. 1335–1342.

5. Povzun S.A., Klochkov N.D., Rogachyov D.M. Patologicheskaya anatomiya boevyh porazhenij i ih oslozhnenij // Uchebnoe posobie. — SPb.: 2002. Pp. 18–80.

6. Logatkin S.M., Ozereckovskij L.B., Terent'ev L.P. et al. Shumozashchitnyj artillerijskij shlem.

Istoriya sozdaniya // Izvestiya rossijskoj akademii raketnyh i artillerijskih nauk. 2008. Pp. 86–90.

7. Logatkin S.M., Grachev I.I., Kuznecov M.S. et al. Primenenie sredstv individual'noj zashchity organa sluha pri provedenii uchebnyh strel'b // Voprosy oboronnoj tekhniki. Seriya 16. Tekhnicheskie sredstva protivodejstviya terrorizmu. 2018. Vol. 11–12 (125–126). Pp. 160–168.

8. Joost Op't Eynde, Allen W. Yu, Christopher P. Eckersley, Cameron R. Bass. Primary blast wave protection in combat helmet design: A historical comparison between present day and World War I // Plos|one. 2020. 113 p.

9. Cherepno-mozgovaya travma: uchebnoe posobie / V.A. Byval'cev [i dr.]; FGBOU VO IGMU Minzdrava Rossii, Kafedra nejrohirurgii i innovacionnoj mediciny. — Irkutsk: IGMU. 2018. 154 p.

10. Charles W. Hoge, Dennis McGurk, Jeffrey L. Thomas, Anthony L. Cox, Charles C. Engel, and Carl A. Castro. Mild traumatic brain injury in U.S. soldiers returning from Iraq // The New England journal of medicine. 2008. Pp. 453–463.

11. Denisov A.V., Anisin A.V., Logatkin S.M. et al. Mediko-biologicheskie aspekty razvitiya sredstv individual'noj zashchity sapyora // Voprosy oboronnoj tekhniki. Seriya 16. Tekhnicheskie sredstva protivodejstviya terrorizmu. 2018. Vol. 1–2 (115–116). Pp. 116–124.

12. Michelle K. Nyein, Amanda M. Jason, Li Yu, Claudio M. Pit, John D. Joannopoulos, David F. Moore, and Raul A. Radovitzky. In silico investigation of intracranial blast mitigation with relevance to military traumatic brain injury // PNAS. 2011. Pp. 20703–20708.

13. S. Ganpule, A. Alai, E. Plougonven, N. Chandra. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches // Biomech Model Mechanobiol. 2013. Pp. 511–513.

14. Ibolja Cernak, Zhengguo Wang, Jianxin Jiang, Xiuwu Bian and Jovan Savic. Ultrastructural and Functional Characteristics of Blast Injury-Induced Neurotrauma // The Journal of TRAUMA Injury, Infection, and Critical Care. 2001. Pp. 695–706.

15. Feng Zhu, Christina Wagner, Alessandra Dal Cengio Leonardi, Xin Jin, Pamela VandeVord, Clifford Chou, King H. Yang, Albert I. King. Using a gel/plastic surrogate to study the biomechanical

response of the head under air shock loading: a combined experimental and numerical investigation // *Biomech Model Mechanobiol.* 2012. Pp. 341–353.

16. Mikulas Chavko, Tomas Watanabe, Saleena Adeeb, Jason Lankasky, Stephen T. Ahlers, Richard M. McCarron. Relationship between orientation to a blast and pressure wave propagation inside the rat brain // *Journal of Neuroscience Methods.* 2010. Pp. 61–66.

17. S. Ganpule, A. Alai, E. Plougonven, N. Chandra. Mechanics of blast loading on the head models in the study of traumatic brain injury using experimental and computational approaches // *Biomech Model Mechanobiol.* 2013. Pp. 511–531.

18. Asghar Rezaei, Mehdi Salimi Jazi, Samad Javid, Ghodrat Karami and Mariusz Ziejewski. Confined blasts, and the impact of shock wave reflections on a human head and the related traumatic brain injury // *Int. J. Experimental and Computational Biomechanics.* 2014. Pp. 205–222.

19. Shailesh G. Ganpule, Linxia Gu, Aaron L. Alai, Namas Chandra. Role of helmet in the mechanics of shock wave propagation under blast loading conditions // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2011. Pp. 1–13.

20. Hesam Sarvghad-Moghaddam, Asghar Rezaei, Mariusz Ziejewski and Ghodrat Karami. CFD modeling of the underwash effect of military helmets as a possible mechanism for blast-induced traumatic brain injury // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2017 Pp. 16–26.

21. ZHukov I.E., Milyaev A.V., Kotosov A.A. Komp'yuternoe modelirovanie mekhanicheskogo dejstviya vozduшной udarnoj volny na broneshlem i ob"ekt zashchity // *Voprosy oboronnoj tekhniki.*

Seriya 16. Tekhnicheskie sredstva protivodejstviya terrorizmu. 2018. Vol. 3–4 (117–118). P. 39–45.

22. ZHukov I.E., Milyaev A.V., Serov A.V. et al. Udarnaya volna vzryva i zashchitnye svojstva shlema // *Voprosy oboronnoj tekhniki. Seriya 16. Tekhnicheskie sredstva protivodejstviya terrorizmu.* 2015. Vol. 9–10 (87–88). Pp. 35–43.

23. M. Rodríguez-Millána, L.B Tan, K.M. Tseb, H.P. Lee, M.H. Miguélez. Effect of full helmet systems on human head responses under blast loading // *Materials & Design.* 2016. Pp. 1–12.

24. Angelique A. Scharine, Rachel A. Weatherless. DTIC ADA592067: Helmet Electronics & Display System-Upgradeable Protection (HEADS-UP) Phase III Assessment: Headgear Effects on Auditory Perception. // *Defense Technical Information Center.* 2013. 24 p.

25. Maciej Skotak, Jonathan Salib, Anthony Misistia, Arturo Cardenas, Eren Alay, Namas Chandra and Gary H. Kamimori. Factors Contributing to Increased Blast Overpressure Inside Modern Ballistic Helmets // *Applied Sciences.* 2020 Pp. 2–15.

26. Daniel Jenson, Vinu U. Unnikrishnan. Energy dissipation of nanocomposite based helmets for blast-induced traumatic brain injury mitigation // *Composite Structures.* 2015. Pp. 211–216.

27. J. Op 't Eynde, A.W. Yu, C.P. Eckersley, and C.R. Bass. Blast wave protection in combat helmet design — a historical comparison // *Ohio State University Injury Biomechanics Symposium.* 2018. Pp. 1–14.

28. R.S. Salzar, D. Treichler, A. Wardlaw, G. Weiss, J. Goeller. Experimental Investigation of Cavitation as a Possible Damage Mechanism in Blast-Induced Traumatic Brain Injury in Post-mortem Human Subject Heads // *Journal of Neurotrauma.* 2016. Pp. 1–46.