



Чернышов Е. А., Романов И. Д., Романов А. Д., Горбатов Р. О.
E. A. Chernyshov, I. D. Romanov, A. D. Romanov, R. O. Gorbатов

РАЗВИТИЕ ТЕХНИКИ И ТЕХНОЛОГИИ ИСПЫТАНИЯ БАЛЛИСТИЧЕСКИХ ШЛЕМОВ

DEVELOPMENT OF TECHNOLOGY AND TECHNOLOGIES OF TEST OF BALLISTIC HELMETS.

Чернышов Евгений Александрович – доктор технических наук, профессор Нижегородского государственного технического университета имени Р. Е. Алексеева (Россия, Нижний Новгород); 603950, Нижегородская область, г. Нижний Новгород, ул. Минина, 24/1; тел.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Mr. Evgeny A. Chernyshov – Doctor of Engineering, professor of Nizhny Novgorod State Technical University of R. E. Alekseev (Russia, Nizhny Novgorod); 603950, Nizhny Novgorod region, Nizhny Novgorod, 24/1 Minin str.; tel.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Романов Иван Дмитриевич – инженер Нижегородского государственного технического университета имени Р. Е. Алексеева (Россия, Нижний Новгород); 603950, Нижегородская область, г. Нижний Новгород, ул. Минина, 24/1; тел.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Mr. Ivan D. Romanov – engineer of Nizhny Novgorod State Technical University of R. E. Alekseev (Russia, Nizhny Novgorod); 603950, Nizhny Novgorod region, Nizhny Novgorod, 24/1 Minin str.; tel.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Романов Алексей Дмитриевич – инженер Нижегородского государственного технического университета имени Р. Е. Алексеева (Россия, Нижний Новгород); 603950, Нижегородская область, г. Нижний Новгород, ул. Минина, 24/1; тел.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Mr. Alexey D. Romanov – engineer of Nizhny Novgorod State Technical University of R. E. Alekseev (Russia, Nizhny Novgorod); 603950, Nizhny Novgorod region, Nizhny Novgorod, 24/1 Minin str.; tel.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Горбатов Роман Олегович – кандидат медицинских наук, доцент кафедры травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии имени М. В. Колокольцева, руководитель лаборатории аддитивных технологий Университетской клиники Приволжского исследовательского медицинского университета Министерства здравоохранения Российской Федерации (Россия, Нижний Новгород); 603155, Нижегородская область, г. Нижний Новгород, Верхне-Волжская набережная, 18; тел.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Mr. Roman O. Gorbатов – associate professor of traumatology, orthopedics and VPH of M. V. Kolokoltsev, head of the additive technologies laboratory of the University clinic of the Privolzhsky Research Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation (Russia, Nizhny Novgorod); 603155, Nizhny Novgorod region, Nizhny Novgorod, 18 Upper Volga embankment; tel.: + 7 (831) 436-03-02. E-mail: nil_st@nntu.ru.

Аннотация. В зависимости от интенсивности боевых действий распределения средств поражения на поле боя меняется, в том числе в разные периоды одного конфликта. В достаточно длительных военных конфликтах с массовым применением артиллерии и авиации осколочные ранения преобладают. При этом среди раненых основные потери составляют ранения в конечности, а пулевые ранения в голову вносят основной «вклад» в строку «убитые», причём с учётом действия снайперов вероятность таких ранений только увеличивается. В настоящее время баллистические шлемы могут остановить осколки и пули пистолета, но повреждения и черепа, и мозга происходят. Так, если пуля имеет достаточно кинетической энергии, она способна сильно деформировать шлем, вследствие чего одной из актуальных проблем является создание испытательного стенда с возможностью тестирования защитных характеристик шлемов с учётом особенностей строения костей черепа, головного мозга, подвижности шеи. С точки зрения механики, голова человека представляет собой деформируемую упругую оболочку, заполненную вязкоупругой средой. Причём имеются зоны пониженной прочности, при травмировании которых увеличивается риск повреждения головного мозга. Целью данной работы является обзор методик проведения испытаний и определения травм головного мозга при использовании шлемов баллистической защиты.

Summary. Depending on intensity of fighting of distribution of weapons of destruction in the battlefield changes, including at different times one conflict. In rather long military conflicts with mass application of artillery and aircraft missile wounds prevail. At the same time among wounded the main losses it is wounds in an extremity, and bullet wounds in the head, the killed make main «contribution» to a line. And, taking into account action of snipers,

the probability of such wounds only increases. Now ballistic helmets can stop splinters and bullets of a gun, but nevertheless, damage and a skull and a brain occur. So if at a bullet is rather kinetic energy, it can make big deformation of a helmet. Owing to what one of current problems is creation of the test stand with a possibility of testing of protective characteristics of helmets taking into account features of a structure of bones of a skull, brain, mobility of a neck. From the point of view of mechanics the head of the person represents the deformable elastic cover filled with the viscoelastic environment. And there are zones of the lowered durability when which traumatizing, the risk of injury of a brain increases. The purpose of carrying out work is the overview of techniques of carrying out tests and definition of injuries of a brain when using helmets of ballistic protection.

Ключевые слова: баллистическая защита, шлем, каска, пробитие, кость, травма головного мозга.

Key words: ballistic protection, helmet, the break, bone, brain injury.

УДК 623.4-05:61

Существуют различные варианты оценки потерь и оценки эффективности применения элементов баллистической защиты [7]. При этом практически нет статистики попадания в бронезилов пробивающих элементов, которые не пробиты его [6], и фактически эффективность бронезилов некоторые авторы оценивают по снижению потерь вследствие ранений в область, прикрытую бронезиловыми элементами. Причём для оценки используются различные данные, например в работах [17; 4; 18] показано значительное расхождение данных о ранениях в разных источниках, в том числе в разное время действия одного конфликта. Например, в ходе наступательной фазы операции «Иракская свобода 1» чаще наблюдались ранения от стрелкового оружия, тогда как в оккупационную фазу преобладали осколочные ранения вследствие применения самодельных взрывных устройств. Распределение средств поражения американских войск в Афганистане и Ираке по частоте применения и пробивающей способности показано в работе [20]. В работе [8] показана структура санитарных потерь хирургического профиля по локализации применительно к СССР/РФ. В [5] приводят отечественные данные распределения средств поражения на поле боя: осколки – более 60 %, высокоскоростные пули калибра до 7,62 мм – до 25 %, низкоскоростные пули калибра 7,62...9,0 мм – до 5 %. В частности, во время Великой Отечественной войны в Красной Армии осколочные ранения составляли 57 %, в армии США во время войн в Корее и Вьетнаме – от 73 до 84 %, то есть в достаточно длительных военных конфликтах с массовым применением артиллерии и авиации такие ранения являются определяющими. Однако среди раненых основные потери при ранении в конечности составляют 52...70 %, а пулевые ранения в голову вносят основной «вклад» в строку «убитые», причём с учётом действия снайперов вероятность таких ранений только увеличивается [3]. В частности, в работе [2, 136] указано, что при 41,6 % раненых в голову умерли на поле боя и 37,2 % умерли на этапах эвакуации. В ходе конфликта «Буря в пустыне» травма головного мозга была отмечена в 66 % смертельных случаев и у 49 % были травмы черепа, которые могли быть связаны с ранами, указывающими на воздействия с твёрдой поверхностью или объектом. Остающиеся 17 % травм головного мозга не показали переломов черепа, предполагающих, что они были вызваны инерционной акселерацией мозга.

Первый в мире тканево-полимерный шлем появился в США в начале 1980-х годов. Он был принят на вооружение сухопутных войск под названием Personnel Armor System, Ground Troops (PASGT) и был выполнен из ткани на основе волокна Kevlar®29 и связующего. Уровень противоосколочной стойкости шлема определялся стандартом MIL-STD-662 F «Определение противоосколочной стойкости (ПОС) по STANAG 2920 (ВСТ от 01.301.003-2015), полицейским NIJ 0106.01 «Программа оценки технологий. Стандарт NIJ для баллистических шлемов» и составлял $V 50 \% = 600$ м/с по стандартному осколку STANAG 2920, что примерно соответствует уровню $V 50 \% = 570...580$ м/с по стальному шариком массой 1,03 г. Противоударные характеристики регламентированы стандартом MIL-H44099A (ряд стандартных параметров для лабораторных испытаний военного стандарта США (United States Military Standard)).

В настоящее время в основном используются шлемы, обеспечивающие защиту от пулевых пуль на уровне 1-го класса по ГОСТ Р 50744-95 «Бронеодежда. Классификация и общие технические требования» или 2-го класса по стандарту США NIJ Std-0106.01 «Программа оценки технологий. Стандарт NIJ для баллистических шлемов». Композиционные шлемы, изготовленные

с применением арамидных тканей или сверхвысокомолекулярного полиэтилена, обладают существенным преимуществом по сравнению с ранее производимыми шлемами из металлических материалов. Так, при одинаковой массе, равной 1,5 кг, полимерные шлемы обеспечивают противосколочную стойкость, определяемую баллистическим пределом V 50 – скоростью 50 % непробития, равной 600...680 м/с. Создать защиту с более высокой стойкостью только за счёт увеличения толщины корпуса шлема, что, возможно, приводит к существенному увеличению носимой на голове массы. При этом опытно-экспериментальным путём медиками была определена возможность получения тяжёлой травмы шейного участка позвоночника человеком при превышении носимой распределённой массы на голове сверх 1600 г [10].

Шлемы для спецподразделений силовых структур могут иметь значительно бóльшую массу и обеспечивать защиту от более мощных боеприпасов. Акционерное общество «НИИ стали» разработало и изготовило опытный комбинированный шлем с лицевым керамическим слоем из карбида бора и основой из органокомпозита с титановым подслоем для снижения контузионной травмы головы. Этот комбинированный шлем массой 7,5 кг, площадью защиты 18 дм² был испытан по ба классу по ГОСТ Р 50744-95 «Бронеодежда. Классификация и общие технические требования» [12]. Для снижения воздействия на шейные позвонки при ударе в шлем и приведения эксплуатационных характеристик была внедрена система разгрузки с передачей усилия на плечевую область.

В настоящее время баллистические шлемы могут остановить осколки и пули пистолета, тем не менее повреждения и черепа и мозга происходят. Например, если пуля имеет достаточно кинетической энергии, она может произвести большую деформацию шлема. Эта деформация может вызвать контакт между внутренней частью выпучины шлема и черепом. На рис 1–8 приведены примеры различных устройств для испытаний шлемов.

В ряде случаев при испытании шлемов используется устройство, показанное на рис 1., при этом для установления факта пробития исследуется пластина, вставленная в устройство. В некоторых случаях принято считать запреградное воздействие безопасным только при полном отсутствии касания шлемом имитатора головы, в других случаях измеряют тыльную выпучину или отпечаток в баллистической глине (см. рис 2).

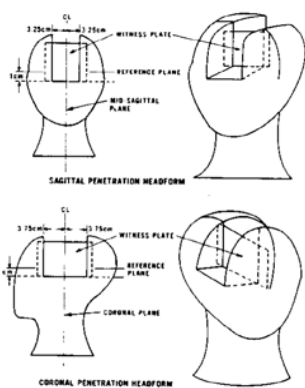


Рис. 1. Схема расположения тестовых пластин NIJ Standard for Ballistic Helmets Supersedes NILECJ-STD-0106.00



Рис. 2. Имитатор головы АТС (Aberdeen Test Center), не заполненный пластилином

По зарубежному опыту, стандартом НАТО NIJ 0106.01 «Программа оценки технологий. Стандарт NIJ для баллистических шлемов» допускается касание тыльной поверхности шлема головы при ударе пули, но при этом обязательно измеряется ускорение в центре головы и оно не должно превышать 400g [23].

Методика оценки запреградной травмы по уровню давления в центре имитатора головы разработана достаточно давно (см. рис. 3–5). На сегодня она является одним из способов оценки качества армейских шлемов по запреградной травме.

В ряде случаев используются дополнительные процедуры оценки запреградной травмы, как например испытания на трупе. При этом оцениваются ушибленная рана и повреждения костей черепа и мозга.



Рис. 3. Баллистический имитатор головы БИГ-1

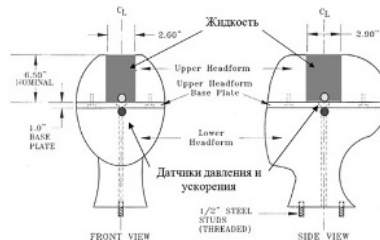


Рис. 4. Баллистический имитатор головы БИГ-2, патент № 148811

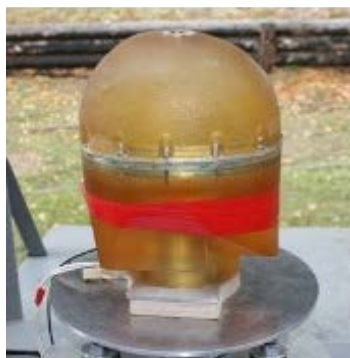


Рис. 5. Имитатор головы ООО «Специальная медицинская техника», Санкт-Петербург [13]

В работе [1] описана конструкция баллистического имитатора головы для оценки жизнедеятельности и безопасности человека при использовании шлемов, причём практический интерес представляет определение параметров процесса формирования закрытой черепно-мозговой травмы при непробитии шлема различными высокоскоростными поражающими элементами для оценки возможных последствий полученного повреждения (травмы).

В [15] приведена модель, предназначенная для оценки защитных свойств шлемов от воздействия высокоскоростных поражающих элементов и вторичных осколков, которая позволяет обеспечить возможность оценки величины динамического воздействия шлема на голову. Модель состоит из двух частей жёсткого основания и укреплённой на нём верхней съёмной части. Съёмная часть имеет форму половины эллипсоида и выполнена из пластичного материала, имеющего заданную энергоёмкость деформации единицы объёма.

Необходимо отметить, что дополнительная масса большего шлема увеличивает его инерцию, эффективно уменьшает ускорение и сокращает ударную нагрузку на шею. При этом ряд стандартов разработан, чтобы оценить защиту головы от низких энергетических воздействий, например PAS017:1995 «Riot Helmets for Police use»; NIJ 0104.02 «Riot Helmets and Face Shields»; BS6658:1985 «Protective Helmets for Vehicle Users»; ASTM:F910-86 «Standard Specification for Face Guards for Youth Baseball»; STANAG 2920 «The adoption of standards for ballistic protection levels and testing»; Ballistic Protection German VPAM & PTI и др. Эти стандарты оценивают травму, наносимую более длительное время по сравнению с попаданием пули или осколка. В частности, британские шлемы протестированы на баллистическую стойкость UK/SC/5449, кроме того, они проходят тест UK/SC/6108 и BS6658:1985. Однако есть большая разница в природе баллистического воздействия и воздействия при дорожном происшествии, например. При равной энергии соударения в дорожных происшествиях в основном есть значительные массы и низкие скорости соударе-

ния, тогда как в баллистических воздействиях – малые массы и высокие скорости. Изготовители шлемов испытывают их различными методами, поэтому в ряде случаев шлемы трудно сравнивать. Так, в некоторых случаях шлемы испытывают после предварительного погружения в воду на 2–4 часа; так же испытываются шлемы, наклоненные вперед под определенным углом, например, 5° [26].

В работе [19] показано, что по мере того как вес шлема снижается, жесткость уменьшается; кроме того, в ряде моделей шлемов предусмотрен «сухой слой армирующего материала», что также способствует увеличению «тыльной выпучины» при непробитии. Тем не менее компромисс большим прогибом тыльной поверхности при уменьшенном весе может привести к другим механизмам повреждений или травм, таких как «запреградная тупая травма». Для большинства шлемов есть ограниченное пространство, доступное для значительной деформации тыльной части грани или прогиба под баллистический удар без касания броней или амортизирующим материалом костей. В ряде случаев [24; 25] допускается отпечаток в баллистической глине размером не более 16,0 мм. При этом даже при отсутствии касания «тыльной выпучиной» костей черепа механизм запреградной травмы может существенно измениться.

В работе [11] показано, что при энергии рассредоточенного ударного воздействия свыше 14 Дж наблюдается сотрясение головного мозга, а при энергии свыше 50 Дж наблюдается разрушение костей свода черепа с ушибом головного мозга. Для оценки амортизационных свойств защитных шлемов разработаны различные стенды. Один из таких изображен на рис. 6.

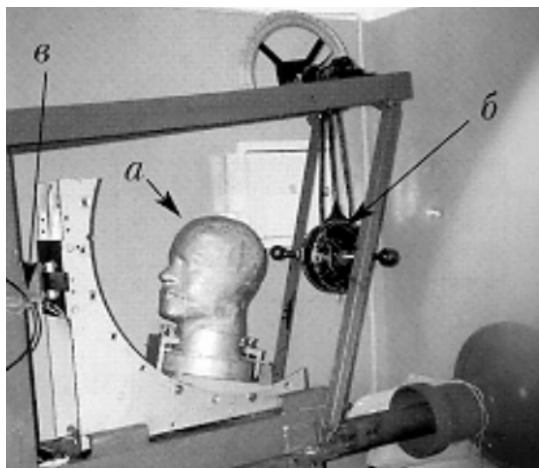


Рис. 6. Стенд для определения ударных нагрузок: а – макет головы; б – ударник маятникового копра; в – тензометрический датчик силы [14]

Основным критерием для оценки опасности получаемых человеком травм при подрыве броневедомобиля было выбрано ускорение, действующее на голову манекена. Такой выбор обусловлен тем, что именно чрезмерные ускорения, действующие на головной мозг человека, приводят к тяжёлым последствиям, вплоть до летального исхода.

На основе функции ускорения головы человека в зависимости от времени построен широко используемый в настоящее время в автомобильной промышленности критерий НИС (Head Injury Criteria – критерий тяжести повреждений головы). В частности, по этому критерию оценивается пассивная безопасность автомобиля при столкновениях.

Для оценки результатов краш-тестов автомобилей применяется кривая Патрика (кривая Уэйн-Стейта), построенная в координатах «перегрузка – время». Поскольку при ударе форма диаграммы ударной перегрузки $n(t)$ в голове близка к треугольной, кривая Патрика может быть перестроена в координатах $\Delta V - \dot{n}$, где $\Delta V = \int n dt$ – скорость, потерянная при ударе (то есть площадь диаграммы $n(t)$).

Соответствующий график изображен на рис. 7, где кривая соответствует случаю диаграммы $n(t)$ в форме равнобедренного треугольника.

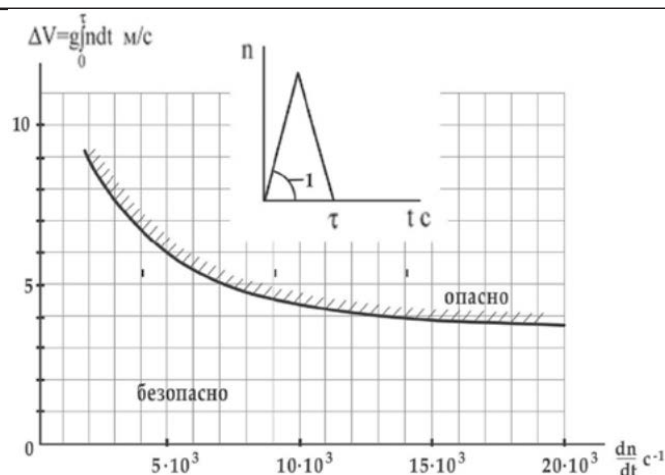


Рис. 7. Кривая Патрика в координатах $\Delta V - \dot{n}$.
 Для ударного импульса в форме равнобедренного треугольника;
 \dot{n} , с-1 – темп (скорость) нарастания перегрузки в голове

Необходимо отметить, что работа [16] посвящена проблеме оценки травмобезопасности головы человека при ударе, вследствие которого может возникнуть черепно-мозговая травма. Отмечено, что методика подсчёта критерия НИС построена без учёта биомеханической структуры головы человека как многокомпонентной вязкоупругой системы и не соответствует общепринятым в механике и биомеханике методикам анализа задач подобного рода.

В работе [9] показано, что при подаче давления внутрь черепа деформации в центральной зоне основания черепа примерно в десять раз больше деформаций свода черепа, то есть основание черепа обладает существенно большей податливостью при нагрузках, чем свод. В статье приведены зависимости состояния в ближайшем последствии в зависимости от скорости соударения и направления удара (лбом, затылком, виском). При ударных нагрузках на голову по различным направлениям – в лоб, затылок, висок, сверху по темени – во всех случаях отмечались повреждения мозга в зоне базальных структур и основания черепа.

На рис. 8 и 9 видны два варианта характера разрушения костей черепа [21].



Рис. 8. Пример множественного разрушения костей черепа

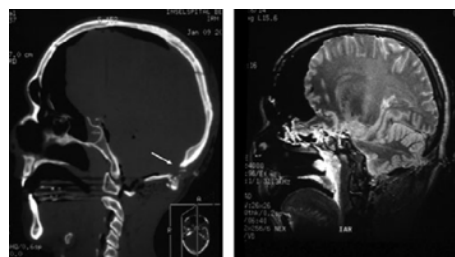


Рис. 9. Пример локального разрушения костей черепа и повреждений головного мозга

На основании анализа проведённых исследований авторы [16] сформулировали следующие выводы: при ударных нагрузках (без переломов черепа), действовавших на голову в любом направлении – со стороны лба, затылка, виска, темени – повреждения мозга локализовались в области базальных структур; установлена патогенетическая связь повреждений базальных структур мозга с деформацией основания черепа, при этом в зависимости от формы ударного импульса значения деформаций и напряжений в вязкоупругой механической системе могут изменяться в 1,5–2 раза и более, что существенно влияет на оценку травмобезопасности ударного импульса при испытаниях.

В статье [22] показано, что практически не учитывается возможный наклон головы в момент соударения, однако наклонное влияние может генерировать вращательные силы голове, ко-

торая не появилась бы в чистом радиальном влиянии. Для вращательного ускорения комбинация пикового вращательного ускорения больше 10 рад/с^2 и пикового изменения во вращательной скорости больше 100 рад/с , что может причинить больше урона, чем прямое касание материала шлема и костей черепа.

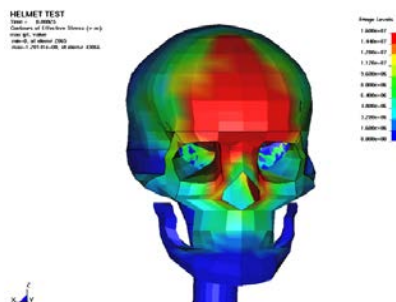


Рис. 10. Напряжение черепной кости во время радиального воздействия. Цвет показывает нагрузку от 0 МПа (синий цвет) к 144 МПа и выше (красный цвет)

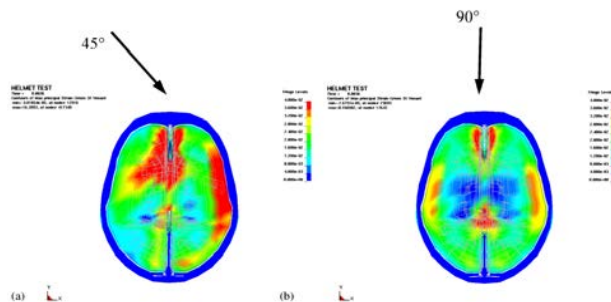


Рис. 11. Напряжение в мозговой ткани при попадании под углом 45° (слева) и 90° (справа). Цветом показан уровень нагрузок

В статье показано, что уровни напряжений и деформаций для головы в ряде случаев могут быть выше, если пуля попадёт под углом. Вращательная кинематика не входит в существующие стандарты. В работе показано моделирование непроникающих травматических повреждений головного мозга, вызванных в основном силами инерции. В этих воздействиях есть комбинации поступательного и вращательного движений, которые делают травмы трудно предсказуемыми.

Результаты распределения энергии ясно показывают разницу между ударами перпендикулярно поверхности и по касательной, что проиллюстрировано рис. 10–11. Видно, что при ударе под углом в мозге происходят значительно большие напряжения, чем при прямом ударе.

Результаты моделирования показывают, что в ряде случаев при условии непробития поражающие элементы, воздействующие на шлем под косым углом, могут приводить к большим повреждениям головного мозга, чем при попадании перпендикулярно поверхности. Например, удар под углом 45° вызвал самые высокие напряжения в ткани головного мозга.

При создании баллистических шлемов удаётся снизить их массу до 1 кг и менее, сохранив защитные характеристики. Однако отсутствие тыльной выпучины не гарантирует отсутствия повреждений головного мозга при попадании поражающего элемента под углом. Поэтому всё чаще применяются различные системы демпфирования удара и распределения динамических нагрузок на корпус. Современные методики испытаний по данным проведённого анализа литературы в большинстве случаев не позволяют корректно оценить уровень повреждений головного мозга в результате воздействия. Вследствие этого одной из актуальных проблем является создание испытательного стенда с возможностью тестирования защитных характеристик шлемов с учётом особенностей строения костей черепа, головного мозга, подвижности шеи.

С точки зрения механики голова человека представляет собой деформируемую упругую оболочку, заполненную вязкоупругой средой, причём имеются зоны пониженной прочности, при травмировании которых увеличивается риск повреждения головного мозга.

Аддитивные технологии 3D-печати анатомических структур человека с использованием данных компьютерно-томографического обследования позволяют создавать прецизионные макеты с учётом внешнего и внутреннего строения биологического объекта. Создание испытательного стенда на основе аддитивных технологий с учётом строения костей черепа позволит повысить достоверность проведения испытаний баллистической защиты.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баллистический имитатор головы для определения защитных свойств шлемов / И. Е. Жуков, А. В. Миляев, Д. Ю. Ковалёв, А. А. Котосов // Вопросы оборонной техники. Серия 16. Технические средства противодействия терроризму. – 2015. – № 3-4. – С 50-55.

2. Брюсов, П. Г. Дневник главного хирурга. Военно-полевая хирургия в локальном конфликте на Северном Кавказе / П. Г. Брюсов. – М.: Домашняя библиотека: ЗАО «Издательский дом Брюсова», 2013. – 184 с.
3. Булгаков, Н. П. Боевые огнестрельные ранения черепа и головного мозга высокоскоростными снарядами и стреловидными элементами: дис. ... д-ра мед. наук / Н. П. Булгаков. – Л., 1981. – 403 с.
4. Военно-полевая хирургия: учебник / под ред. Е. К. Гуманенко. – 2-е изд. – М., 2008. – 768 с.
5. Григорян, В. А. Защита бойца. Какие перспективы? / В. А. Григорян // Военный парад. – 2002. – № 1. – С. 24-26.
6. Смирнов, В. П. Оценка эффективности защиты армейских средств индивидуальной бронезащиты / В. П. Смирнов // Техника и вооружение. – 2013. – № 7. – С. 2-8.
7. Современные подходы к расчёту санитарных потерь: опыт медицинских служб вооружённых сил США и Великобритании / В. К. Журавлев, А. С. Голота, А. Б. Крассий [и др.] // Военно-медицинский журнал. – 2014. – № 1. – С. 56-57.
8. Пантюхов, А. П. Прогнозирование санитарных потерь / А. П. Пантюхов // Организация медицинского обеспечения Вооружённых сил. – 2007. – № 3. – С. 3-5.
9. Купол с плоским основанием как модель черепа человека при механических нагрузках / А. С. Повицкий, Б. А. Рабинович, В. М. Тардов [и др.] // Биофизика. – 1974. – Т. XIX. – Вып. 6.
10. Купрюнин, Д. Г. Современные бронешлемы – защитные структуры и технологии изготовления / Д. Г. Купрюнин, В. А. Григорян, Е. Н. Чистяков // Газета «ВПК», 20–27 марта 2012 г. и 28 марта – 4 апреля 2012 г.
11. Озерецковский, Л. Б. История и современное состояние огнестрельного оружия и средств индивидуальной бронезащиты / Л. Б. Озерецковский, Е. К. Гуманенко, В. В. Бояринцев // Журнал «Калашников», 2006. – 374 с.
12. Проблемы и тенденции создания шлемов с высоким уровнем защиты / Э. Н. Петрова, С. Ю. Чусов, А. В. Щербаков, В. П. Яньков, А. И. Егоров // Техника и вооружение вчера, сегодня, завтра. – 2012. – № 8. – С. 2-6.
13. Презентация «Использование высокоскоростной видеорегистрации для оценки параметров тыльной деформации при непробитии шлема поражающим элементом» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://spmt.ru/wp-content/uploads/2016/11/Prezentaciya-ZHukov_180915.pdf (дата обращения: 21.03.2019).
14. Пат. 2397467 Российская Федерация, МПК⁷. Стенд для определения защитных свойств бронешлемов / П. В. Трофимов, В. И. Мельников, В. В. Дворников [и др.]. – № 2008137999/02; заявл. 27.03.2010; опубл. 20.08.2010.
15. Пат. 2115957 Российская Федерация МПК G09B23/30. Модель головы / Ю. Н. Косенок, А. А. Котосов, М. В. Тюрин [и др.]. – заявл. 31.12.1996; опубл. 20.07.1998.
16. Рабинович, Б. А. О неправомерности использования критерия НИС (HEAD INJURY CRITERIA) для оценки травмобезопасности головы человека при ударе / Б. А. Рабинович, Н. А. Кулаков // Журнал автомобильных инженеров. – 2015. – № 5(94). – С. 10-15.
17. Феличано, Д. В. Травма. В 3 т. Т 3. / Д. В. Феличано, К. Л. Маттокс, Э. Е. Мур / пер. с англ.; под. ред. Л. А. Якимова, Н. Л. Матвеева. – М.: Изд-во Панфилова; БИНОМ. Лаборатория знаний, 2013. – 576 с.
18. British Crown copyright 2003 / DSTL – published with the permission of the Controller of Her Majesty's Station – ary Office.
19. Dynamic Response Due to Behind Helmet Blunt Trauma Measured with a Human Head Surrogate / T. James, T. Mathis¹, N. Scott¹, P. Rory Bigger¹ and J. Mac Kiewicz Christopher J. Freitas¹ // International Journal of Medical Sciences. – 2014. – 11(5). – P. 409-425.
20. Horn, K. Lightning Body Armor / K. Horn. – U. S. Army Technical Report of RAND Corp., 2011. – 66 p.
21. Kneubuehl, B. P. Wound Ballistics: Basics and Applications Translation of the revised third German edition / B. P. Kneubuehl. – 2008. – 520 p.
22. Kleiven, S. Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method Magnus Aare / S. Kleiven // International Journal of Impact Engineering. – 2007. – Vol. 34. – P. 596-608.
23. MIL-H-44099A. Military Specification – Helmet, Ground Troops and Parachutists. U. S. Government Printing Office, 1986.
24. Purchase Description Helmet, Advanced Combat (ACH), CO/PD-05-4, Project Manager – Soldier Equipment, Program Executive Office, US Army. – 2007.
25. Purchase Description for Enhanced Combat Helmet Version 0.1, PD-ECH-ICE-PG16-0001. – 2009.
26. Watson, C. H. Ergonomics, design and reliability of body armour cranfield defence and security / C. H. Watson // Supervisor Professor Ian Horsfall January. – 2011. – 262 p.