

УДК 614.8.086.2

КОГУТ В.М., ГРИГОРИШИН О.М., к.ф.-м.н.,
Львівський державний університет внутрішніх справ;
ГОРБАЙ О.З., к.т.н., доцент, Національний університет «Львівська політехніка»;
КЕРНИЦЬКИЙ І.С., д.т.н., професор, Сільськогосподарський університет, м. Варшава;
САВА Р.В., Львівський державний університет безпеки життєдіяльності

КРИТЕРІЇ ОЦІНЮВАННЯ АВАРІЙНИХ УДАРНИХ НАВАНТАЖЕНЬ ТІЛА ЛЮДИНИ ПІД ЧАС ДТП

Проаналізовано критерії оцінки ударних навантажень тіла людини під час ДТП. Розглянуто результати аналізу пошкоджень тіла людини в залежності від напрямку удару. Запропоновано заходи підвищення пасивної безпеки пасажирів під час ДТП та зниження рівня перевантажень, що діють на тіло людини.

Ключові слова: ударні навантаження, ДТП, пасивна безпека, критерії оцінювання, травмування

Вступ

За даними ООН за період 1989-1999 рр. в дорожньо-транспортних пригодах (ДТП) у світі загинуло приблизно 500 тис. людей. За останнє десятиліття цей показник досягає позначки 1,2 млн. осіб, при цьому 50 млн. осіб отримують травми різного ступеню важкості [1]. Масштаби травматизму в результаті ДТП набули характеру загрози національній безпеці і за прогнозами, якщо не будуть прийняті ефективні заходи, смертність та інвалідність у світі від ДТП за період 2005-2020 рр. зростуть на 67% [1, 2]. В Україні показник загиблих у ДТП на 100 тис. населення складає 10,6 осіб, при цьому цей показник у країнах Євросоюзу становить в середньому 6-8, а у провідних країнах світу – 3-5. ДАІ розробила проект концепції Державної цільової програми підвищення безпеки дорожнього руху в Україні на 2012-2016 роки [3]. На виконання вимог плану заходів щодо реалізації Стратегії підвищення рівня безпеки дорожнього руху в Україні на період до 2015 року, затвердженого розпорядженням Кабінету Міністрів України від 21 березня 2012 № 140-р, управлінням ДАІ МВС України опубліковано проект розпорядження Кабінету Міністрів України «Про схвалення Концепції Державної цільової програми підвищення безпеки дорожнього руху в Україні на 2012-2016 роки». За умови виконання в повному об'ємі передбачених Програмою заходів прогнозується наближення до середньоєвропейського рівня безпеки дорожнього руху, зокрема, зниження в порівнянні з 2011 роком показників аварійності за:

- кількістю загиблих внаслідок ДТП з 4830 осіб до 3500 осіб;
- соціальним ризиком, тобто кількістю загиблих у результаті ДТП на 100 тис. населення – з 10,6 до 7,5;
- ризиком за чисельності транспорту, тобто кількістю загиблих в результаті ДТП на 100 тис. транспортних засобів – з 33,2 до 18.

Постановка проблеми

На нашу думку, в існуючій стратегії боротьби з наслідками ДТП присутня істотна прогалина, що значною мірою знижує ефективність запропонованих заходів, а саме – не враховується, яким чином у конструкції автомобіля використовуються реальні фактори й сучасні знання про природні фізіологічні можливості та резерви людини щодо переносимості аварійних ударних навантажень, які діють на людину під час ДТП.

Основна частина

Найдостовірнішим критерієм оцінки безпечності автомобіля є ступінь травмування людини під час ДТП; іншими словами – це критерій, що характеризує здатність організму людини переносити певне перевантаження протягом заданого проміжку часу без спричинення важких і незворотних травм. Цей критерій називається переносимістю перевантажень і щодо організму людини може розглядатися як у глобальному (усе тіло), так і локальному (окремі частини тіла) розумінні. Глобальне навантаження сприймається всім організмом, а локальні навантаження трапляються частіше і спричинюють травмування тільки певних частин тіла об перешкоди. Під час ДТП на людину діють, головним чином, локальні навантаження, пов'язані із взаємодією різних частин тіла з елементами кузова та з утримуючими системами, до яких у першу чергу відносяться ремені безпеки. Тривалість дії навантаження – надзвичайно важливий чинник при співударянні. Як приклад, залежність гранично допустимого середнього уповільнення голови людини від тривалості удару, показана на рис. 1 [1].

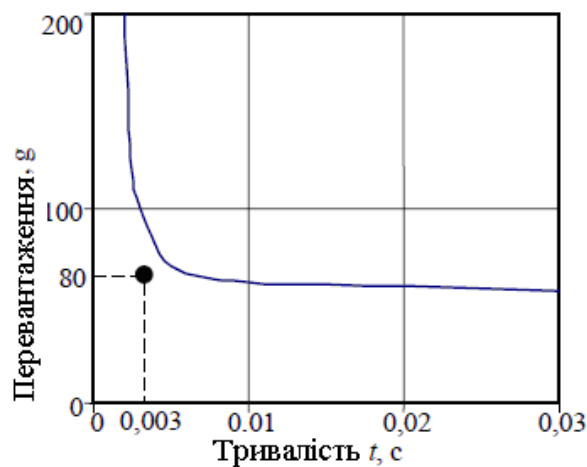


Рис.1. Залежність гранично допустимого середнього уповільнення голови людини від тривалості удару

Короточасні навантаження, які характеризуються малою амплітудою переміщень, сприймаються організмом людини аналогічно до вібрацій. Такі навантаження людський організм переносить відносно легко, але починаючи з деякої тривалості, пошкодження від ударних навантажень стають непереборними. Останніми роками набули поширення випробування на пасивну безпеку, що проводяться незалежними від виробників організаціями:

- європейським комітетом по випробуванню нових автомобілів EURONCAP;
- американським інститутом страхування і дорожньої безпеки IHS;
- американським управлінням дорожньої безпеки NHTSA;
- південноамериканським комітетом LATINNCAP;
- японським національним агентством з автомобільної безпеки та допомоги жертвам аварій NASVA;
- австралійським комітетом ANCAP;
- корейським комітетом KNCAP;
- китайським комітетом C-NCAP.

Якщо не враховувати американських стандартів (де NHTSA є сертифікаційним органом), то результати більшості таких випробувань не є обов'язковими для виробників, але вони широко висвітлюються в пресі. На відміну від сертифікаційних випробувань (де перевіряється тільки відповідність Правилам ЄЕК ООН) щодо результатів випробувань незалежні експерти виставляють оцінювальні бали за безпеку автомобіля. Критерії травмування і сама процедура незалежних випробувань, як правило, не обмежуються, але переважно базуються на методиці правил

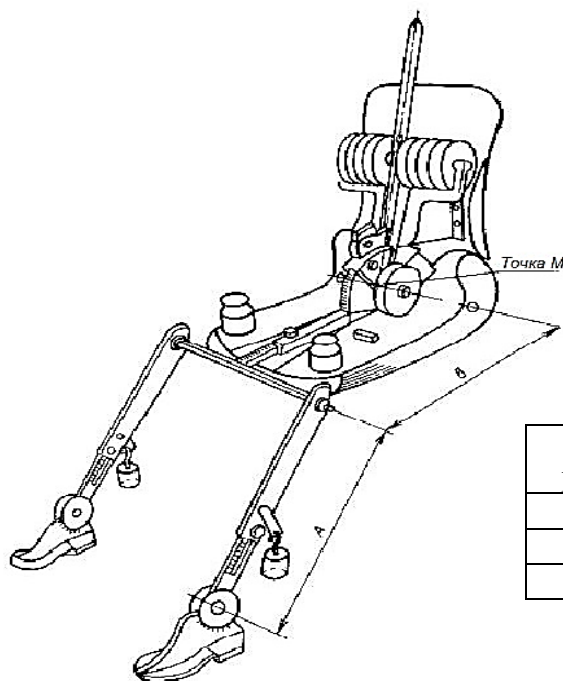
ЄЕК ООН. Наприклад, під час лобового удару зіткнення здійснюється на дещо вищій швидкості (64 км/год. замість 56 км/год., що є регламентовано Правилами). Під час фронтального удару вимірюють показники за трьома критеріями:

- **Head Injury Criteria (HIC)**;
- **Chest deceleration** (сповільнення на рівні грудної клітки);
- **Femur load** (навантаження на стегно).

Для бокового удару використовують додаткові показники:

- **Thoracic Trauma Index (TTI)** — індекс травмування грудної клітки;
- **Lateral Pelvic Acceleration (LPA)** — бокове пришвидшення тазу.

В Україні надалі використовують стандарт для двох- і трьохвимірних манекенів [4] (рис. 2), який відповідає стандартам СТ РЕВ 4016-83, ІСО 6549, Правилам ЄЕК ООН № 12, 14, 17, 21, 25, 29, 32, 33, 35, 43 і 46, але вже морально застарів.



Рівень репрезентативності, %	А, мм	В, мм
10	391	406
50	417	432
95	605	454

Рис. 2. Трьохвимірний посадочний манекен

Сучасні манекени мають давачі інерції в центрі мас голови, давачі згину, розтягування і зсуву шиї, давачі прогину грудної клітки, вимірювач осьової сили стегнової кістки, сил і моментів у колінному і гомілковостопному суглобах та деякі інші давачі (всього може встановлюватися біля 30 давачів). При навантаженнях у поздовжньому напрямі, а саме – при фронтальному ударі використовують манекен HYBRID III, а для бокового удару – манекен Eurosid-1, котрий, аналогічно як і HYBRID III, має давачі інерції в центрі мас голови, проте немає давачів у шиї, груднині і на ногах, натомість передбачені давачі на ребрах, у черевній порожнині і тазі.

Розглянемо і проаналізуємо критерій травмобезпеки голови (як один з основних показників безпеки людини на транспорті).

1. Критерій травмування голови НРС/НІС (Head Performance/Injury Criterion) використовується у цілому світі як один з основних показників травмобезпеки автотransпортного засобу (АТЗ) для голови пасажирів і фактично показує «дозу поглиненого сповільнення». Фізичний зміст критерію НІС полягає у визначенні максимального інтегралу сповільнення на небезпечній ділянці. Під час краш-тестів з манекенами, що імітують поведінку реального людського тіла з відображенням кінематики суглобів, маси і пружності окремих частин тіла, можна оцінити лише вірогідність травми. А для цього є недостатнім визначення максимального значення переваження, бо мозок може витримати короткочасне переваження у 150 g протягом 1-2 мс, а

може розплющитися об стінки черепа при сповільненні у 100 g, що діяло протягом 10-15 мс [5]. Таким чином, необхідно проінтегрувати значення перевантаження на найнебезпечнішому етапі удару. На цьому базується метод обчислення НІС. У сучасній світовій практиці оцінювання травмозахищеності голови від перевантажень базується на аналізі кривої Уейн-Стейта, яка графічно відображає порогове значення перевантаження у залежності від тривалості удару, при якому ще не настає струс мозку. У процесі аналізу вибирається відрізок часу, на якому сумарні перевантаження, що діяли, були максимальними. Розглянемо, для прикладу, значення (що згадується в Правилах пасивної безпеки № 12 і 21 ЄЕК ООН [6, 7]) перевантаження у 80 g, яке діяло на людину протягом 3 мс. Відклавши 3 мс на осі абсцис кривої Уейн-Стейта і 80 g – на осі ординат (див. рис. 1), отримаємо значення, що лежить нижче від кривої порогового навантаження і є безпечним (рис. 3, а).

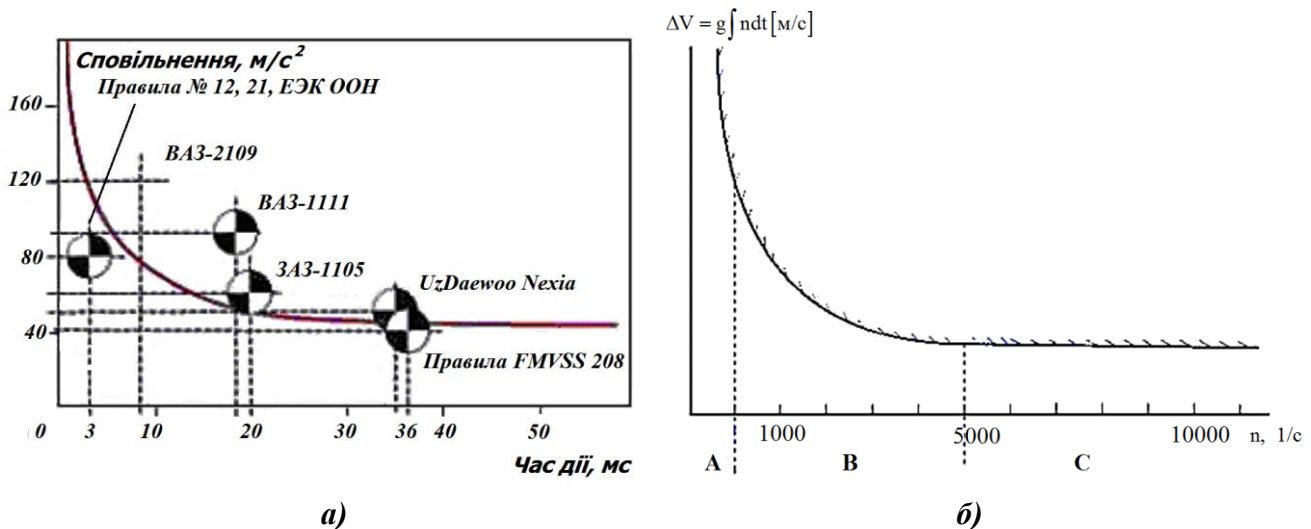


Рис. 3. Крива Уейн-Стейта з нормами згідно правил № 12, 21, FMVSS 208:
а) для різних моделей легкових автомобілів;
б) результати випробувань на переносимість людиною ударних перевантажень у діапазонах: (А) $n \leq 500$ 1/с; (В) $500 < n \leq 5000$ 1/с; (С) $n > 5000$ 1/с

Уперше питанням «яку величину сповільнення вважати допустимою, а яку небезпечною?» задалися військові фахівці, які після другої світової війни досліджували дію перевантажень на льотчиків реактивної авіації; потім це питання постало перед судмедекспертизою та медиками. Під час досягнення граничних сповільнень піддослідними були тварини, а при відносно невеликих перевантаженнях експерименти проводились на добровольцях. Було з'ясовано, що величина перевантажень (без ризику для життя і здоров'я) залежить від часу, протягом якого вони діють на людський організм, що здатний витримати велике перевантаження короткочасно (на декілька мілісекунд), або меншу сумарну величину перевантаження, що діє протягом довшого періоду часу.

Переносимість людиною ударних перевантажень характеризується функцією [1]:

$$dv = f(n),$$

де dv – швидкість, що втрачається під час удару, допустима величина якої залежить від швидкості наростання перевантаження (n) (рис. 3, б).

У координатах « $dv - n$ » процес удару може бути розбитий на три діапазони з різними критеріями переносимості в кожному з діапазонів. Для підвищення безпеки людини в діапазоні (А) $n \leq 500$ 1/с необхідно знижувати максимальну амплітуду ударного перевантаження, що може

бути досягнуто за рахунок зниження швидкості удару та за рахунок використання демпфувальних пристроїв з характеристиками, при яких максимальне перевантаження і швидкість його наростання не виходять за встановлені межі. У діаграмах (незалежно від їх форми у вигляді трапеції, напівсинусоїди або трикутника) визначальним чинником для цього діапазону служить максимальне значення ударного перевантаження.

У наступному діапазоні (В) $500 < n \leq 5000$ 1/с втрачена під час удару швидкість $dv=f(n_{max}; n)$ є складною функцією (як і сама форма діаграми ударного перевантаження $n(t)$). Допустимі значення ударного навантаження дії у цьому діапазоні доводиться шукати окремо для кожного конкретного значення, з урахуванням всієї сукупності чинників і перш за все з урахуванням форми діаграми ударного перевантаження. На практиці для цього діапазону підбираються аналоги діаграм $n(t)$ на основі попередньо проведених експериментальних і теоретичних досліджень. Цей діапазон є особливо складним і важливим для перевірки міцності пасажирських сидінь великогабаритних АТЗ згідно правил ЄЕК ООН № 80, діаграма прикладання навантаження для яких показана на рис. 4 [8].

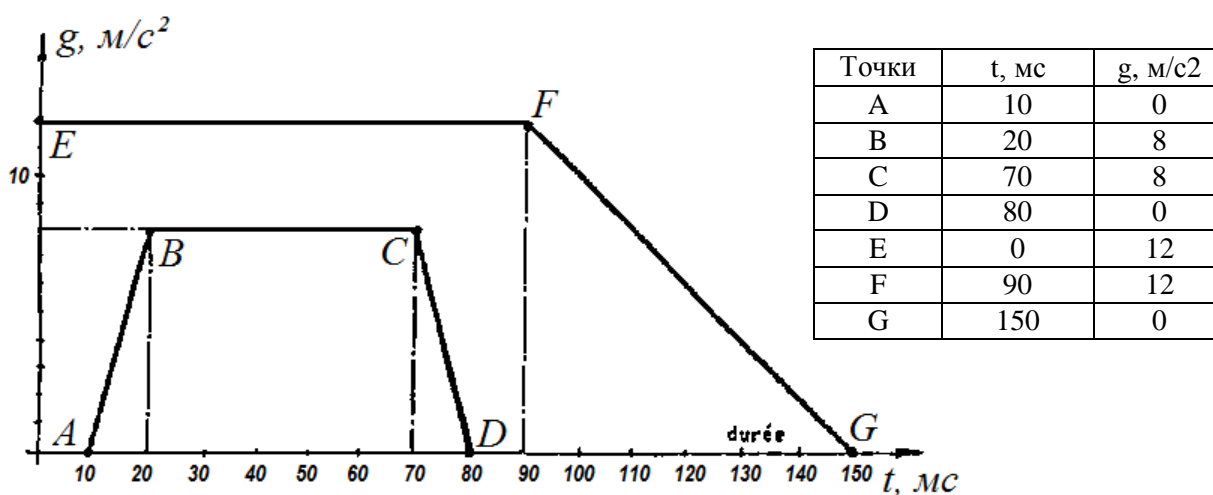


Рис. 4. Діаграма прикладання ударного навантаження до сидіння пасажирів згідно правил ЄЕК ООН № 80

У цьому діапазоні безпека людини істотно залежить від швидкості наростання ударного перевантаження, оскільки під час зменшення швидкості наростання перевантаження безпечна для людини швидкість (dV) гіперболічно зростає.

У діапазоні (С), де $n > 5000$ 1/с швидкість залишається практично $dv \leq dv_{max} = const$; тобто у цьому діапазоні переносимість людиною удару не залежить від величини перевантаження і від форми діаграми перевантаження, а залежить лише від різниці швидкостей у діапазоні.

Ударне перевантаження характеризується швидкостями:

– наростання перевантаження чи інтенсивністю удару $dn/dt = n$ [1/с], втраченою під час удару;

$$- \Delta V = g \int_0^t n dt - \text{інтегралом ударного пришвидшення } dv \text{ [м/с]}.$$

На рис. 5 показані контрольні параметри діаграми перевантаження $n(t)$, які прийнято розглядати у процесі аналізу результатів дії на людину ударних перевантажень, а в табл. 1 наведені результати випробувань перевантажень, що діють під час фронтального удару на «спину-груди» добровольців-випробувачів [1].

У ході цих експериментів на нижню частину тулуба випробувача в напрямку «груди-спина» діяло максимальне ударне перевантаження до $(n_x) = 60,75$ тривалістю $t = 0,075$ с; на верхню частину тулуба і голову – $(n_x) = 30$. У досліді №1 швидкість фронтального удару складала

$V_0=201,6$ км/год. при швидкості наростання перевантаження $dn_x/dt = 500$ 1/с. Максимальне перевантаження «спина-груди» в $(-n_x) = 45,4$ випробувач оцінив як переносимі, що підтвердили результати його медичного обстеження. При збільшенні швидкості наростання перевантаження до $n_x = 1400$ 1/с ситуація в експерименті наблизилась до гранично-переносимої з присутніми ознаками шоку, хоча при цьому максимальне значення перевантаження складало $(-n_x) = 38$ (тобто на 16% менше), а швидкість фронтального удару була в чотири рази менша ($V_0=53,3$ км/год.) ніж у «благополучному» досліді №1.

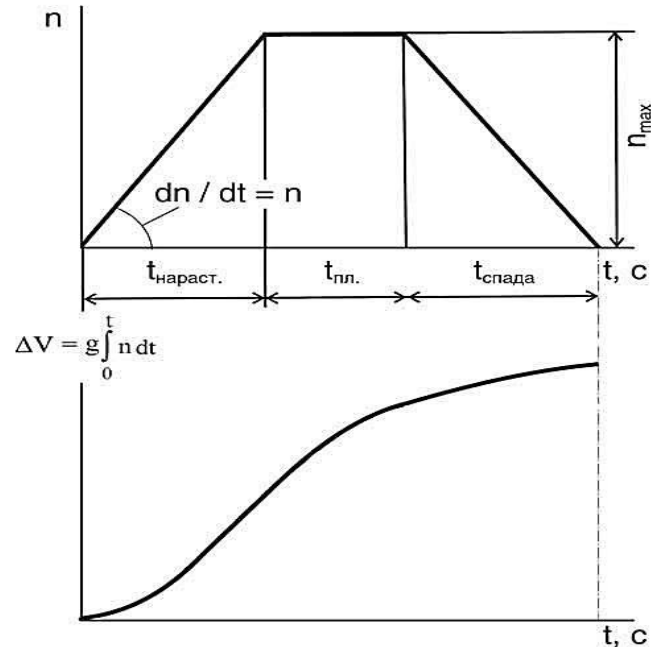


Рис.5. Контрольні параметри діаграми ударних перевантажень

Таблиця 1

Експериментальні дані щодо здатності тіла людини витримувати ударні перевантаження в області «спина-грудна клітка»

№ з/п	n_x max	t_c max	n' 1/с	V_0 км/год.	Експериментальна установка. Положення випробувача	Висновок
1	45,4	0,18	~500	201,6	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації з площею охоплення 553 см ² ; захист від кивка. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Допустиме
2	35	0,117	~600	108	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Допустиме
3	38	0,054	1400	53,3	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Ознаки шоку. Гранично допустиме

Досліджено, що із зростанням «інтенсивності» удару швидкість фронтального удару (безпечна для людини) зменшується, а під час удару голови об жорстку перешкоду з великою швидкістю наростання перевантаження порогова величина швидкості, втраченої під час удару, при якій відбувається втрата свідомості, складає 3 м/с (11 км/год.) [9]. Таким чином, під час ударів із швидкостями, що перевищують порогову, ступінь важкості травм значно зростає. Важкість черепно-мозкових травм у значній мірі залежить і від напрямку удару, що показано на рис. 6 [10].

Деяко відрізняються результати випробувань під час удару ззаду з перевантаженням ділянки «груди-спина», які наведені в табл. 2.

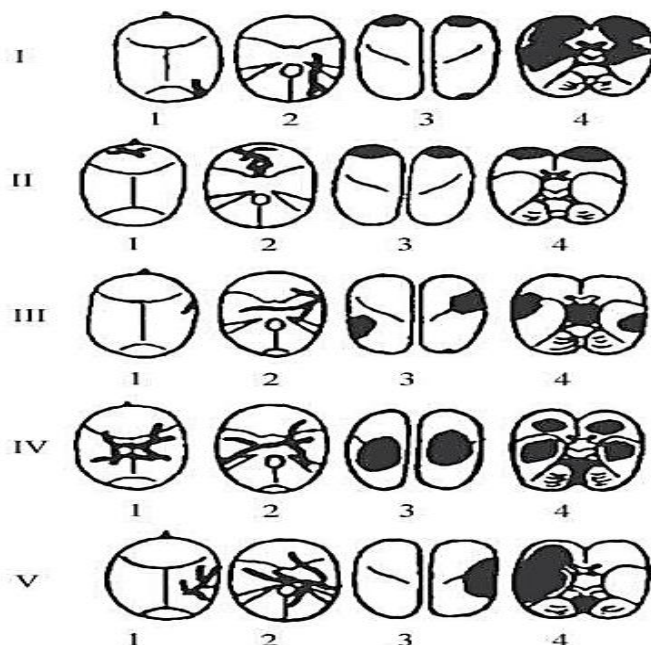


Рис. 6. Результати аналізу пошкоджень головного мозку і кісток черепа при черепно-мозковій травмі в залежності від напрямку удару:

I – удар по потилиці; II – удар спереду; III – бічний удар; IV – удар зверху вниз; V – дотичні удари зверху вниз (1 – склепіння черепа; 2 – основа черепа; 3 – поверхня мозку в зоні склепіння черепа; 4 – базальна поверхня мозку; жирні лінії – лінії переломів; зачорнені ділянки – зона контузії)

Таблиця 2

Експериментальні дані щодо здатності тіла людини витримувати ударні перевантаження в області "грудна клітка-спина" ($-n_x$)

№ з/п	n_x max	t_c max	n' 1/с	V_0 км/год.	Експериментальна установка. Положення випробувача	Висновок
1	40,4	0,048	2140	53,3	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Симптоми шоку і втрати свідомості. Гранично допустиме
2	35	0,061	1150	57	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації. Войлочна прокладка товщиною 12 мм на підголівнику. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Допустиме
3	32	0,115	530	97	Жорстке крісло. Спеціальна система фіксації. Войлочна прокладка товщиною 12 мм на підголівнику. Поза «сидячи» на горизонтальному стенді	Допустиме

Дослід № 1 можна визнати гранично-переносимим, хоча удар відбувався із швидкістю 53,3 км/год. при швидкості наростання перевантаження $n_x = 2140$ 1/с. Максимальне перевантаження склало $n_x=40,4$. У досліді № 3 при майже удвічі збільшеній швидкості удару до $V_0=97$ км/год. і одночасному зниженні в чотири рази інтенсивності удару до $n_x=530$ 1/с ситуація стала переносимою – максимальне перевантаження знизилося на 20 % і склало $(n_x)_{max}=32$.

Під час сертифікаційних випробуваннях АТЗ на пасивну безпеку прийнято, що якщо голова манекена не торкнулася елементів інтер'єру, то випробування пройдено. Якщо відбувся контакт з будь-якою деталлю, то обчислюється критерій травмування голови під час удару:

$$HPC = (t_2 - t_1) \cdot \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a \cdot dt \right]^{2.5},$$

де t_1, t_2 – час від початку до закінчення контакту голови з перешкодою, с;
 a – навантаження в долях g ;
 dt – крок інтегрування (не більший ніж $1,25 \times 10^{-4}$ с).

Критерій НІС не повинен перевищити значення 1000 і обчислюється для кожного з кількох ударів. Сертифікаційні випробування АТЗ вважаються позитивними, коли виконані наступні вимоги до «травмування» голови манекена: пришвидшення центру мас голови манекена не перевищило 80 g протягом 3 мс і в разі удару голови об будь-яку перешкоду критерій НІС не перевищив значення 1000 [11]. Вважається також, що значення НІС до 1250 – безпечні, від 1250 до 1500 – відносяться до травм середньої важкості і понад 1500 – спричиняють небезпечно смертельні травми. За даними зарубіжних дослідників для високобезпечних автомобілів цей показник знаходиться у діапазоні 300-600, для звичайних автомобілів – 600-1000. Однак неможна однозначно констатувати, що автомобіль з меншим значенням НІС безпечніший при фронтальному зіткненні, ніж автомобіль, у якого значення НІС більше. І це не лише тому, що під час аварії важливі інші небезпечні ситуації – наприклад, удар по потилиці під час відхилення голови назад або пошкодження шийних хребців при різких обертальних рухах голови після ударів у деталь інтер'єру. Справа в тому, що НІС, як і крива Уейн-Стейта, носить статистичний характер і відображає лише ймовірну оцінку можливої травми голови. Отже, критерій НІС потрібно розглядати разом з іншими критеріями.

2. Критерій травмування шиї НІС (Neck Injury Criteria). Якщо людину посадити в анатомічне крісло і міцно закріпити разом з головою великою кількістю широких і досить жорстких ременів, то сповільнення її тіла не перевищить 40 g. Оскільки в реальних умовах жодна людина не погодиться сидіти в такому кріслі більше декількох хвилин, то переміщення корпусу тіла людини обмежують (але не фіксують) ременями безпеки різного типу. Тому під час лобового зіткнення корпус людини під дією інерційних навантажень нахилиється вперед, а ремені витягуються. При цьому шия піддається розтягуючій дії сили, яка визначається добутком маси голови на пришвидшення. Якщо сила розтягування шиї перевищить деяку величину, що змінюється залежно від тривалості дії навантаження, то травма шиї неминуча (див. рис. 4) [1]. Під час удару голови об перешкоду контролюється сила, що спричинює переміщення голови відносно першого шийного хребця шиї в напрямі спереду назад. Ця сила не повинна перевищувати відповідну граничну величину (див. рис. 4, б), а згинний момент на шийних хребцях не повинен перевищувати 57 Нм.

3. Критерій травмування грудної клітки ТНСС (Thorax Compression Criterion) визначається на основі абсолютного значення деформації грудної клітки між грудиною і хребтом, вимірюється в мм (стискування грудної клітки не повинне перевищувати 50 мм).

4. Показник по м'яких тканинах ВС (Viscous Criterion) розраховується як добуток миттєвого значення деформації грудної клітки і миттєвої швидкості її деформації за формулою

$$VC = \max \left[\frac{D}{0,229} \cdot \frac{dD}{dt} \right],$$

де D – зміщення грудної клітки, м;

0,229 м – стандартна ширина грудної клітки (по осі x).

Величина критерію VC по м'яких тканинах для грудної клітки не повинна перевищувати 1,0 м/с.

5. Критерій травмування стегна FFC (Femur Force Criterion) визначається на основі стискуючого навантаження, що передається по осі до кожного стегна манекена і вимірюється в кН (рис. 7).

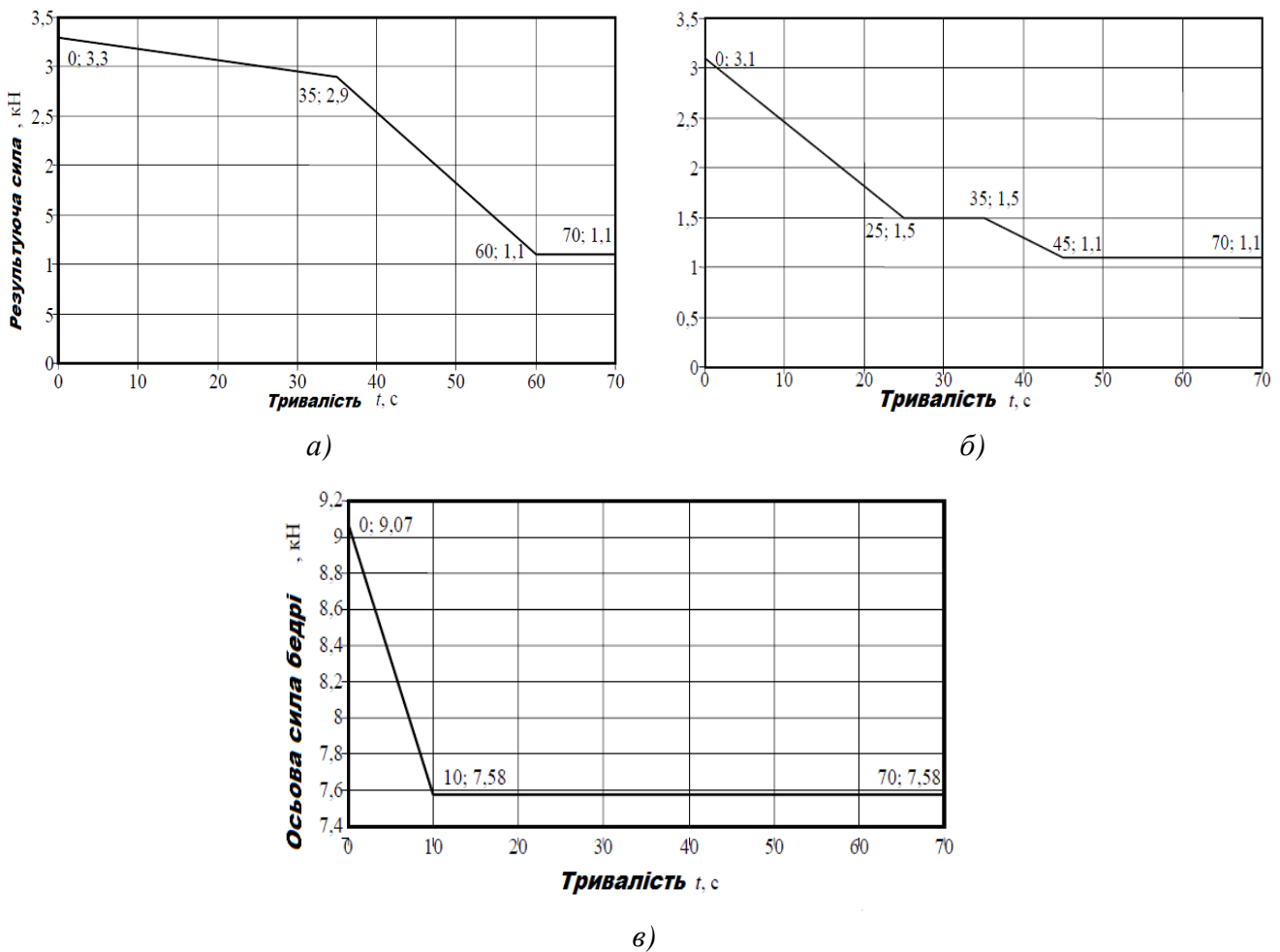


Рис. 7. Залежності тривалості дії навантаження при гранично допустимих:
а) силі, що розтягує шию; б) силі зсуву; в) осьовій силі на стегні

6. Критерій стискуючого зусилля на гомілці TCFC (Tibia Compressive Force Criterion) визначається на основі стискуючого навантаження (F_z), прикладеного по осі до кожної гомілки манекена, яке не повинно перевищувати 8 кН.

7. Показник травмування гомілки TI (Tibia Index) розраховується на основі моментів згину (M_x і M_y) за наступними формулами:

$$TI = \left| \frac{M_R}{(M_C)_R} \right| + \left| \frac{F_Z}{(F_C)_Z} \right|;$$

$$M_R = \sqrt{M_X^2 + M_Y^2},$$

де M_X – момент згину по осі x ;

M_Y – момент згину по осі y ;

$(M_C)_R$ – критичний згинний момент рівний 225 Нм;

F_Z – осьове стискує зусилля по напрямку z ;

$(F_C)_Z$ – критичне стискує зусилля по осі z величиною 35,9 кН.

Показник травмування гомілки ТІ розраховується для верхньої та нижньої точки кожної гомілки окремо, при цьому в кожній точці показник ТІ не повинен перевищувати 1,3 одиниць при зміщенні колінних шарнірів не більш ніж на 15 мм. Основні параметри травмонебезпечності, визначені за методикою EURONCAP, наведені в табл. 4.

Таблиця 4

Параметри травмонебезпечності, визначені за методикою EURONCAP [12]

	Максимально допустиме значення	Травмонебезпечна межа (ймовірність серйозної травми 50 %)
Сумарні перевантаження голови НІС (Head Injury Criteria)	650	1000
Згинний момент шиї, Нм	42	57
Стиск грудної клітки, мм	22	50
Навантаження на бедрі, кН	3,8	9,07
Критерій травми гомілки ТІ	0,4	1,3

Висновки

- Заходи щодо пасивної безпеки АТЗ під час ДТП повинні бути скеровані на:
 - зниження рівня перевантажень, що діють на тіло людини з демпфуванням енергії удару за рахунок формування енергопоглинаючих елементів та зон деформації каркасу кузова;
 - розробку сучасних утримуючих систем (ременів безпеки);
 - зниження тривалості перевантажень шляхом створення систем перерозподілу енергії удару.
- Система пасивної безпеки АТЗ повинна проектуватися, виходячи з науково обґрунтованих гранично допустимих фізіологічних можливостей людини щодо переносимості аварійних перевантажень.
- Для забезпечення об'єктивності результатів випробувань АТЗ на пасивну безпеку доцільно проводити дослідження з метою уточнення граничних значень критеріїв, які традиційно використовуються в теоретичних і експериментальних дослідженнях з даної проблеми.

Список літератури

- Безопасность автомобиля, анализ концепции. Рабинович Б.А. Журнал автомобильных инженеров. № 1 (54). 2009. С. 18-23.
- Нурналиев Р.Г. Второй Международный конгресс «Безопасность на дорогах ради безопасности жизни». С.-Петербург. 17-19.09.08. www.gibdd.ru.
- Проект розпорядження Кабінету Міністрів України «Про схвалення Концепції Державної цільової програми підвищення безпеки дорожнього руху в Україні на 2012-2016 роки». www.sai.gov.ua/ua/law/38.htm.
- ГОСТ 20304-90. Манекены посадочные трехмерный и двухмерный. Конструкция, основные параметры и размеры. М., 1990.
- Как измеряют безопасность автокресел? Что такое НІС? Posted on 11.07.2012 by Adminka. <http://yut.kiev.ua/wordpress/?p=333>.

6. ДСТУ UN/ECE R 12-03:2004. Єдині технічні приписи щодо офіційного затвердження колісних транспортних засобів стосовно захисту водія від удару об механізм керування (UN/ECE R 12-03:1994, IDT).

7. Правила проведення краш-тестов в Європе. <http://cartest.omega.kz/euro.html>.

8. ДСТУ UN/ECE R 80-00:2002. Єдині технічні приписи щодо офіційного затвердження сидінь великогабаритних пасажирських дорожніх транспортних засобів і офіційного затвердження цих дорожніх транспортних засобів стосовно міцності сидінь та їхніх кріплень.

9. Рабинович Б.А. Безопасность человека при ускорениях (биомеханический анализ). М., 2007. 208с. илл.

10. Курме Д.А. Купч А.Я. Черепно-мозговые повреждения в зависимости от пусковых механизмов. Тр. Рижск. НИИ травматол. и ортопедии. Вып. 13. Рига. 1975.

11. Хусаинов А.Ш. Пассивная безопасность автомобиля: учебное пособие для студентов направлений 190100.62 «Наземные транспортно-технологические комплексы» по профилю – Автомобиле- и тракторостроение и 190109.65 «Наземные транспортно-технологические средства» по специализации «Автомобили и тракторы» / А.Ш. Хусаинов, Ю.А. Кузьмин – Ульяновск: УлГТУ, 2011. – 89 с.

12. Допускаемые нагрузки на различные части тела человека
<http://www.spacioclub.ru/ZE121/about/safety/person/>.

Когут В.М., Григоришин А.Н., Горбай О.З., Керницкий И.С., Сава Р.В. Критерии оценки аварийных ударных нагрузок на тело человека во время ДТП.

Аннотация. Проанализированы критерии оценки ударных нагрузок тела человека во время ДТП. Рассмотрены результаты анализа повреждений тела человека в зависимости от направления удара. Предложены меры повышения пассивной безопасности пассажиров во время ДТП и снижение уровня перегрузок действующие на тело человека.

Ключевые слова: ударные нагрузки, ДТП, пассивная безопасность, критерии оценки, повреждение тела.

Kogut V.M., Grigorishin A.N., Gorbay O.Z., Kernytsky I.S., Sava R.V. Evaluation criteria for emergency body shock during a crash.

Abstract. It is analyzed the criteria of estimation of hitting load onto human's body during the traffic accident. It is considered the results of analysis injuring human's body which depends of the hitting direction. It is suggested the measures of increasing passive safety for passengers during the traffic accident and decreasing the overload level which affects for human's body.

Keywords: emergency shock, traffic accident, passive safety, evaluation criteria, injuring human's body.

Стаття надійшла до редакції 29.05.2013 р.