

ОЦЕНКА ТЯЖЕСТИ ЧЕРЕПНО-МОЗГОВЫХ ТРАВМ

М.С. Иванов, А.И. Юрин, М.И. Красивская
Национальный исследовательский университет
“Высшая школа экономики”, Москва

Черепно-мозговые травмы (ЧМТ) могут приводить к тяжелейшим последствиям для здоровья, поэтому исследование механизма их возникновения представляется актуальной задачей. Применительно к ЧМТ это означает изучение движения, ускорения, замедления, а также механических нагрузок, прикладываемых к головному мозгу. Традиционно для описания биомеханики ударов используют два параметра – линейное и угловое ускорение после столкновения. Вероятностные оценки получения травмы могут быть получены на основе одного вида ускорения – углового или линейного, либо как комбинированная функция обоих ускорений. Последний подход представляется более перспективным, поскольку реальные удары головой всегда включают в себя комбинацию этих двух факторов. Важно окончательно установить степень влияния ускорений как для оценки травматизма, связанного со спортом, так и для профилактики травм при дорожно-транспортных происшествиях.

Ключевые слова: *черепно-мозговая травма, моделирование, кривая устойчивости Уэйна, измерение ускорений*

Черепно-мозговые травмы (ЧМТ) по частоте возникновения занимают первое место среди всех травм и могут приводить к тяжелейшим последствиям для здоровья, поэтому исследование механизма их возникновения представляется актуальной задачей. Толчком к началу серьезных исследований ЧМТ в середине XX века послужило стремительное развитие автомобилестроения. Скорости передвижения, как и нагрузки на человеческое тело увеличивались, а количество ЧМТ при ДТП росло.

Типовой маршрут, по которому подходили к решению возникающих проблем, можно представить следующим образом:

- 1) сбор информации о травмах и об условиях, в которых они были получены;
- 2) воссоздание этих условий в лаборатории и воспроизведение событий, приведших к травме;

- 3) определение механизма возникновения травмы;
- 4) создание средств защиты или изменение конструкции транспортного средства для снижения количества и тяжести травм.

Основываясь на таком подходе, инженерам удалось справиться с большим числом ЧМТ средней и тяжелой степени, которые часто сопровождаются разрушениями, выявляемыми средствами компьютерной или магнито-резонансной томографии, – возможными переломами свода и основания черепа или травматическими кровоизлияниями. Такие травмы иногда классифицируют как фокальные, или очаговые. Травмы, не локализованные в одном месте, (очаге), называют диффузными, к ним относят ЧМТ легкой степени тяжести, количество которых относительно велико. Так, по данным американского центра по контролю и профи-

лактике заболеваемости, доля ЧМТ легкой степени тяжести у населения составляет больше половины от общего числа, а наиболее распространенные причины – падения и дорожно-транспортные происшествия [1].

В общем случае, при ударе головой или по голове череп начинает движение с неким ускорением, а мозг в силу инерции немного отстает. Происходящее относительное движение в системе череп–мозг приводит к деформациям внутри тканей головного мозга. Мгновенная оценка реакции мозга на деформации могла бы помочь в понимании функциональных изменений, происходящих в момент столкновения, но, к сожалению, данный показатель сложно измерить, особенно в естественных условиях на живом организме.

Традиционно для описания биомеханики ударов используются два параметра – линейное и угловое ускорение после столкновения. Абсолютные значения линейного и углового ускорения головы – это результат конкретного удара и зависят от многих факторов – типа ударной силы и её направления, места приложения на черепе, физиологических особенностей конкретного человека, наличия защитной экипировки.

Изначально считалось, что механизм получения травмы зависит от преобладания одного параметра над другим. Так, например, линейное ускорение считалось причиной повышения внутричерепного давления, а угловое ускорение – сдвиговых деформаций в нервной ткани из-за смещения мозга относительно черепа [2]. В действительности дать четкий ответ на вопрос о преобладании воздействия одного из двух параметров достаточно трудно ввиду сложной воспроизводимости ЧМТ при лабораторных испытаниях, а существующие экспериментальные модели не способны учесть физиологические особенности реакции человека, зависящие от степени тяжести ЧМТ.

Одним из первых проявление легкой ЧМТ связал с угловым ускорением британский исследователь Холборн. В своей работе [3] он утверждал, что чисто линейное воздействие вследствие удара редко встречается в клинических исследованиях, а значит, угловое ускорение должно являться основным механизмом, лежащим в основе ЧМТ. Позже американский нейрохирург Оммайя предложил связать влияние углового ускорения на появление очаговых и диффузных травм с влиянием линейного ускорения в одну систему и рассматривать оба параметра как причину ЧМТ легкой степени

тяжести [4]. Несмотря на то, что исследования и споры относительно влияния ускорений продолжаются до сих пор, разумно предположить, что один вид ускорения не воздействует отдельного от второго в связи со спецификой строения организма человека.

В 1950-х годах исследователи из Университета Уэйна (Wayne State University) продемонстрировали, что для определения устойчивости к ЧМТ одинаково важны как интенсивность, так и продолжительность воздействия, используя для этого подопытных животных. При достаточно коротком времени воздействия можно было подавать большее ускорение на голову подопытного без нанесения травмы, в то время как большая длительность при меньших воздействиях могла вызвать травму [5].

Позже, используя более сложное оборудование (датчики, расположенные на затылке биоманекенов), позволившее измерять ускорение и изменения внутричерепного давления, в лабораторных условиях имитировали столкновения головы с приборной панелью автомобиля, ветровыми стеклами и т.д. На основе этих экспериментов была представлена идея кривой устойчивости Уэйна (Wayne State Tolerance Curve, WSTC, рис. 1), в отечественной литературе также известна как кривая Патрика. Кривая WSTC характеризует вероятность травмы головы как функцию зависимости длительности столкновения от среднего линейного ускорения, измеренного на затылке.

В дальнейшем эта кривая была уточнена на основе добровольных испытаний на живых людях, и общая идея подтвердилась: испытуе-

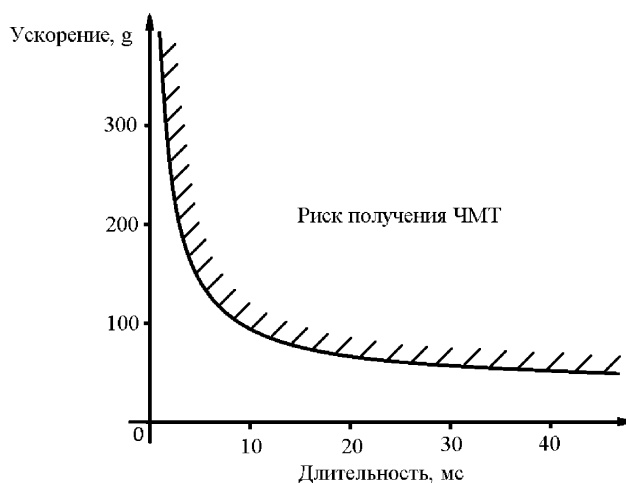


Рис. 1. Кривая устойчивости Уэйна (Wayne State Tolerance Curve, WSTC)

мые могли переносить более высокое ускорения при меньшей продолжительности воздействия без риска получить ЧМТ [6]. Таким образом, кривая WSTC стала первым экспериментальным количественным критерием травмы головного мозга, причем определенным на основе только линейного ускорения головы. Данные кривой WSTC послужили основой для широко используемых в настоящее время критериев, таких как критерий повреждения головы (Head Injury Criterion, HIC) (1) и общий индекс тяжести травмы по Гадду (Gadd Severity Index, GSI) (2):

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{5/2}, \quad (1)$$

$$GSI = \int_{t_1}^{t_2} a(t)^{5/2} dt, \quad (2)$$

где $a(t)$ – линейное ускорение центра тяжести головы; t_1, t_2 – время начала и окончания воздействия.

На данный момент критерий HIC, применяемый для определения травмобезопасности при автомобильных краш-тестах, ограничивают во времени промежутком $t_2 - t_1 = 36$ мс. В стандарте NATO STANAG 4569 при определении травмобезопасности при минно-взрывном воздействии ограничиваются промежутком в 15 мс [7]. При оценке столкновений, приводящих к ЧМТ у спортсменов, чаще используют критерий HIC15, подставляя в формулу (1) $t_2 - t_1 = 15$ мс.

Несмотря на широкое применение критерия HIC в автомобильной промышленности, некоторые исследователи, в том числе и отечественные, подвергают критике правомерность

его использования [8]. Проблема в том, что критерий HIC практически не учитывает скорость нарастания перегрузки. Интеграл в формуле (1) представляет собой потерянную скорость. Таким образом, при падении человека с высоты его роста и ударе о камень или об упругий матрас потерянная скорость при ударе о матрас будет больше за счет упругого отскока, но травма будет значительно опаснее при ударе о камень. Предлагается использовать кривую WSTC в координатах скорость нарастания перегрузки – потерянная скорость [8].

Подобные критерии, основанные на угловом ускорении или сочетании линейного и углового ускорений, начали появляться сравнительно недавно и все еще не получили широкого распространения в стандартах автомобильной безопасности или в индустрии производства спортивной экипировки. Некоторые из существующих критериев оценки тяжести ЧМТ приведены в табл. 1.

Определению пороговой величины ускорения, превышение которой приводит к ЧМТ любой степени тяжести или к перелому черепа, посвящено немало исследований. В них стараются задействовать все возможные способы: экспериментальные модели животных, использование искусственных копий мозга, эксперименты на мертвом мозге, а также исследования на спортсменах, вовлеченных в контактные виды спорта, сопряженные с частыми столкновениями. Большинство таких исследований проводятся в Северной Америке, поэтому основными объектами становятся игроки в американский футбол и хоккей на льду.

Исследователи из Университета Уэйна, применяя метод конечных элементов к модели головы человека, рассчитали максимальные значения результирующих линейных и угловых

Таблица 1

Некоторые из существующих критериев оценки тяжести ЧМТ

Критерий оценки травматизма	Вид ускорения, используемый в расчете	Число степеней свободы при измерении
Пиковое значение линейного ускорения	Линейное ускорение	3
HIC36 (критерий HIC при $\Delta t = 36$ мс)		3
HIC15 (критерий HIC при $\Delta t = 15$ мс)		3
Gadd Severity Index (GSI)		3
Пиковое угловое ускорение	Угловое ускорение	3
Пиковое значение угловой скорости		3
Head Impact Power (HIP)	Линейное и угловое ускорение	6
Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)		6
Principal component score (PCS)		6

Таблица 2

Расчетные значения ускорений в соответствии с вероятностью получения ЧМТ [9]

Ускорение	Вероятность ЧМТ, %		
	25	50	80
Линейное ускорение, g	66	82	106
Угловое ускорение, рад/с ²	4600	5900	7900

Таблица 3

Экспериментальные значения ускорений в соответствии с вероятностью получения ЧМТ [13]

Ускорение	Вероятность ЧМТ, %		
	25	50	80
Линейное ускорение, g	171	192	214
Угловое ускорение, рад/с ²	5821	6383	6945

ускорений центра тяжести головы для соответствующих вероятностей получения ЧМТ легкой степени тяжести (табл. 2) [9].

Сотрудники Политехнического Университета Вирджинии оценили вероятность получения травмы в 10 % при линейном ускорении 165g, угловом ускорении 9000 рад/с² и $HC=400$ [10]. В исследовании [11], проведенном в лаборатории с воссозданием столкновений из игр в американский футбол, было определено пиковое ускорение в ситуации с сотрясением мозга (легкая ЧМТ), равное от 48 до 98g, среднее линейное ускорение в ситуациях, не повлекших травмы – 60g.

С целью подтверждения своих расчетов и моделей исследователи из Политехнического Университета Вирджинии осуществили сбор информации о столкновениях во время игр в американский футбол, используя трехосевые акселерометры, расположенные в шлемах игроков (табл. 3). Было установлено, что число столкновений головой у игрока профессионального клуба или университетской команды, при условии участия во всех играх сезона, доходит до тысячи. Всего в ходе работы было исследовано более 300 тыс. столкновений [12].

Все приведенные выше вероятностные оценки получения травмы были получены на основе одного вида ускорения – углового или линейного. В [13] было проведено сравнение вероятности получения травмы как трёх разных функций в зависимости от линейного ускорения, углового ускорения, и как комбинирован-

ная функция обоих ускорений. Расчеты сравнивались с результатами измерений, полученными с датчиков, расположенных в шлемах игроков, а также с использованием антропоморфных измерительных манекенов для автомобильных краш-тестов типа “Гибрид”. Среднее значение ускорения, приводящее к легким ЧМТ и полученное в результате тестов на спортсменах-добровольцах, составило $(105 \pm 27)g$, что достаточно хорошо согласуется со значениями, полученными в [11].

Все три модели были признаны корректными в оценке вероятности получения ЧМТ. Однако комбинированная модель получилась статистически эквивалентной модели, основанной только на линейном ускорении, и обе эти модели были точнее, чем модель, основанная только на угловом ускорении. Таким образом, целесообразно использовать модели и критерии, учитывающие оба ускорения, поскольку реальные удары головой, как правило, происходят с воздействием и линейного, и углового ускорений.

Подобные исследования должны позволить эффективнее оценивать устройства для предотвращения ЧМТ, ведь при их разработке используется разный подход в зависимости от того, какая из составляющих ускорения преобладает. В дальнейшем будет очень важно окончательно установить степень влияния ускорений на вероятность получения ЧМТ как для оценки травматизма, связанного со спортом, так и для профилактики травм при дорожно-транспортных происшествиях.

Список литературы

1. Meaney D.F., Morrison B., Cameron D. The mechanics of traumatic brain injury: a review of what we know and what we need to know for reducing its societal burden // *J. Biomech. Eng.* 2014. Vol. 136. № 2.
2. King A., Yang K., Zhang L., Hardy W. Is Head Injury Caused by Linear or Angular Acceleration? // *IRCOBI Conference. Lisbon (Portugal), September 2003.*
3. Holbourn A. Mechanics of head injuries // *Lancet.* 1943. Vol. 242. № 6267. P. 438–441.
4. Ommaya A.K. Biomechanics of head injury: experimental aspects // In: Nahum A.M., Melvin J., eds. *The Biomechanics of Trauma.* 1985. P. 245–270.
5. Greenwald R.M., Gwin J.T., Chu J.J., Crisco J.J. Head Impact Severity Measures for Evaluating Mild Traumatic Brain Injury Risk Exposure // *Neurosurgery.* 2008 April. Vol. 62. № 4. P. 789–798.
6. Namjoshi D., Good C., Cheng W.H. et al. Towards clinical management of traumatic brain injury: A review of models and mechanisms from a biomechanical perspective // *Disease models & mechanisms.* 2013. Vol. 6. P. 1325–1338
7. Гаврилов Е.В. Разработка научно обоснованных решений задач защиты экипажа автобронетанковой техники при минно-взрывном воздействии. Дисс. канд. техн. наук. М. 2017.
8. Рабинович Б.А., Кулаков Н.А. О неправомерности использования критерия НИС (Head Injury Criteria) для оценки травмобезопасности головы человека при ударе // *Журнал автомобильных инженеров.* 2015. № 5(94). С. 10–15.
9. Zhang, L., Yang, K.H., King, A. I. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury. // *J. Biomech. Eng.* 2004. Vol. 126. P. 226–236.
10. Funk J.R., Duma S.M., Manoogian S.J. et al. Biomechanical risk estimates for mild traumatic brain injury // *Ann. Proc. Association for the Advancement of Automotive Medicine.* 2007. Vol. 51. P. 343–361.
11. Pellman E.J., Viano D.C., Tucker A.M. et al. Concussion in professional football: reconstruction of game impacts and injuries // *Neurosurgery.* 2003. № 53. P. 799–814.
12. Rowson, S., Duma, S.M., Beckwith, J.G. et al. Rotational Head Kinematics in Football Impacts: An Injury Risk Function for Concussion // *Ann. Biomed. Eng.* 2012. № 40, P. 1–13.
13. Rowson S., Duma S.M. Development of the STAR evaluation system for football helmets: integrating player head impact exposure and risk of concussion // *Ann. Biomed. Eng.* 2011. № 39. P. 2130–2140.

ASSESSMENT OF TRAUMATIC BRAIN INJURIES SEVERITY

M.S. Ivanov, A.I. Yurin, M.I. Krasivskaya

National Research University Higher School of Economics, Moscow, Russia

Traumatic brain injuries (TBI) can lead to severe health consequences, so the study of the mechanism of their occurrence is an urgent task. When applied to TBI, this means the study of movement, acceleration, deceleration, and mechanical loads applied to the brain of a biological organism. Traditionally, two parameters are used to describe the biomechanics of impacts – linear and angular acceleration after a collision. Probabilistic estimates of injury can be obtained based on one type of acceleration – angular or linear, or as a combined function of both accelerations. The latter approach seems more promising, since real headbutts always involve a combination of these two factors. It is important to definitively determine the impact of accelerations both for the assessment of sports-related injuries and for the prevention of injuries in road accidents.

Key words: *traumatic brain injuries, simulation, Wayne State Tolerance Curve, Head Injury Criterion*

E-mail: ayurin@hse.ru