

УДК 531/539:61

Бегун П.И., Крестинина А.А., Козерук Ю.В.

АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ТРАВМ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Актуализировано важность знаний о критическом состоянии структур мозга при различных внешних механических воздействиях, улучшение диагностических средств и мер защиты могут помочь уменьшить частоту и тяжесть травматического поражения мозга. Возможно осуществлять исследования соотношения между динамической нагрузкой и возникшими в результате нее напряжениями и деформациями, на моделях, адекватно отражающих структуры мозга и характер внешнего воздействия. В настоящее время частные случаи ударного воздействия рассмотрены на ограниченном числе моделей, нет алгоритмов расчета критического состояния структур мозга при травмах.

Ключевые слова: биомеханика головы, мозг, спортивные травмы, модели.

Постановка проблемы и её связь с важными практическими заданиями. Спортивный травматизм значительно снижает высокие спортивные результаты, а порой, приводит к трагическим последствиям. При черепно-мозговой травме происходят механические повреждения разного вида и степени тяжести как самого черепа, так и внутрочерепных образований: мозговых оболочек, тканей мозга, церебральных сосудов, нервов, черепа.

При сотрясении головного мозга целостность мозговой ткани не нарушается, но на время теряются взаимосвязи между отделами и клетками мозга. Характерна потеря сознания различной глубины и продолжительности. Ушиб головного мозга (контузия) характеризуется любым местным повреждением мозга: от мелких кровоизлияний и отеков до разрывов и размозжения мозговой ткани. Происходит длительная потеря сознания, астения, амнезия, локальные неврологические симптомы. При легких формах расстройства обычно исчезают через 2-3 недели. При тяжелых повреждениях – остаются стойкие последствия: эпилептические припадки, параличи, расстройства речи. В крайне тяжелых случаях может развиваться кома. Сдавливание головного мозга может возникнуть вследствие отека мозга, внутрочерепного кровоизлияния, вдавления кости при переломе черепа. Происходит нарастание очаговых расстройств, потеря сознания, нарушения сердечной деятельности и дыхания, которые угрожают жизни. Для диффузного аксонального повреждения головного мозга характерно длительное коматозное состояние (2-3 недели), нарушение ритма и частоты дыхания. Характерен переход в стойкое вегетативное состояние. Летальность по статистике составляет 80 – 90%, а у выживших может появиться осложнение – апаллический синдром, с последующим переходом в вегетативное состояние.

От травматизма головного мозга не застрахованы спортсмены почти всех видов спорта. Травматическое повреждение мозга может произойти при внезапном приложении к голове внешних сил, и возникновении при этом, в головном мозге напряжений и деформаций нарушающих его нормальные функции. Знания о критическом состоянии структур мозга при различных внешних механических воздействиях, улучшение диагностических средств и мер защиты могут помочь уменьшить частоту и тяжесть травматического поражения мозга. Исследование соотношения между механической нагрузкой и, возникшими в результате нее напряжениями и деформациями, возможно, осуществить на моделях, адекватно отражающих геометрические параметры структур головы, их механические свойства и характер внешнего воздействия. Возможности математического анализа физических взаимодействий, связанных с состоянием структур мозга, связаны с моделированием на основе биомеханики.

Анализ последних исследований и публикаций. Анализировать состояние структур мозга при различных внешних воздействиях, позволяет интегральный компьютерный метод, представляющий симбиоз биомеханического компьютерного моделирования и анализа биологических структур по данным клинических (томографического, ангиографического, эхографического) исследований [1]. Защитные технологии головы от травматизма должны быть разработаны в соответствии с анализом напряженно-деформированного состояния мозга при различных характерах динамического воздействия. В источниках [2], [3] по КТ и МРТ трупного материала человека построена геометрическая модель головы. Модель включает следующие биологические объекты: кожу головы, череп, мягкую мозговую оболочку, серпа мозга (листок твердой мозговой оболочки, который заходит в продольную щель большого мозга между двумя полушариями), тенториума (лоскут ткани, который отделяет задний мозг и

ствол мозга от остальных его частей), спинномозговую жидкость, серое и белое вещество, мозжечок и ствол мозга.

Материал мозга рассматривается как линейно вязкоупругий. При сжатии головного мозга сдвиговые характеристики вязкоупругого поведения выражены по формуле:

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t},$$

где G_{∞} – долгосрочный модуль сдвига, G_0 – краткосрочный модуль сдвига и β коэффициент затухания [4].

Модель спинномозговой жидкости построена с использованием твердых конечных элементов с низким модулем сдвига. При реализации модели мозг разбит на 7318, а спинномозговую жидкость на 2874 конечных элементов. Механические свойства включенных в модель структур мозга приведены в таблицах 1, 2.

Таблица 1

Механические свойства биологических объектов, включенных в модель

Материал	Модуль нормальной упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг / м ³
Кожа головы	16,7	0,42	1000
Кортикальная кость	15000	0,22	2000
Губчатая кость	1000	0,24	1300
Твердая мозговая оболочка	31,5	0,45	1130
Мягкая мозговая оболочка	11,5	0,45	1130
Серп мозга	31,5	0,45	1140
Спинномозговая жидкость	15000	0,5	1000
Тенториум	31,5	0,45	1140
Серое вещество	гиперупругое	0,49	1060
Белое вещество	гиперупругое	0,49	1060

Серое и белое вещества считаются гиперупругими с коэффициентами Пуассона равными 0,49 и плотностью, 1060 кг/м³.

Таблица 2

Характеристики линейно вязкоупругих биологических объектов

	Модуль сдвига, кПа		Константа затухания, с ⁻¹
	G ₀	G _∞	
Серое вещество	10	2	80
Белое вещество	12,5	2,5	80
Ствол мозга	22,5	4,5	80
Мозжечок	10	2	80

Формулировка цели работы. Анализ биомеханических исследований травм головного мозга.

Основной материал исследования. При использовании этой модели и введенных механических свойств объектов в [4], исследованы напряжения и деформации в структурах мозга при различных линейных и угловых воздействиях на голову при разных законах нарастания нагрузки:

1. Внешнее воздействие массой 150 г, достигающая углового ускорения 6015 рад/с² после 4,4 мс. Максимальная нагрузка передается в конце удара (материал поглощает энергию);
2. Внешнее воздействие массой 150г, достигающая углового ускорения 6015 рад / с² после 0,9 мс. Максимальная нагрузка возникает в начале удара (материал почти не поглощает энергию);
3. Внешнее воздействие массой 55г, достигающее углового ускорения 2215 рад/ с² после 0,5 мс. Равномерная нагрузка в течении ударного воздействия. Каждая из нагрузок прилагалась последовательно относительно осей X, Y и Z, проходящих через центр тяжести модели. Допускаемые напряжения и деформации для оценки травм мозга сравниваем с эквивалентным напряжением по фон Мизесу и максимальной главной деформацией:

$$\sigma = \sqrt{0.5[(\sigma_x - \sigma_y)]^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)]^2 + \sqrt{+3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}}$$

$$\epsilon_{1,2} = \frac{\epsilon_x + \epsilon_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\epsilon_x - \epsilon_y}{2}\right)^2 + \epsilon_{xy}^2}$$

где $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – нормальные напряжение, $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ – касательные напряжения, ϵ_x и ϵ_y нормальные деформации.

Вывявлено низкая корреляция между линейными и угловыми пиковыми значениями ускорений. При разных характерах нагрузки возникают принципиально разные движения и в результате вычисления иллюстрируют разные реакции в различных областях головного мозга. При достижении угловым ускорением максимальных значений серое вещество вращается вокруг осей X и Z, а белое вещество – вокруг оси Y. При нагрузках вдоль осей X, Y и Z экстремальные значения напряжений возникают в области ствола мозга. Серое вещество менее чувствительно к направлению внешнего воздействия, так как оно состоит из ненаправленных тканей. Белое вещество более чувствительно – состоит из направленных определенным образом аксонов. Однако, это не выявляется при вычислениях, так как в модели не учитывается анизотропия.

Следует отметить, что введенные в вычисления механические свойства объектов головного мозга, взятые из трупного материала, не отражают адекватно свойства тканей центральной нервной системы. В [5], проведены вычисления в рамках этой модели, с введением в нее кровеносных сосудов головного мозга. Введение в модель кровеносных сосудов приводит к снижениям напряжений и деформаций по крайней мере на 4%. В работах [6], [7] учитывается анизотропия тканей. Вычисления показали существенное влияние анизотропии на напряженно деформированное состояние в биологических объектах мозга. Следует заметить, что эти вычисления проведено при воздействии с чрезвычайно высоким угловым ускорения – 175 рад/с^2 при большой разнице в жесткости между стволом мозга и другими тканями головного мозга. Но тенденцию расчет определил верно – корреляция между аксональной структурной анизотропией и напряженно деформированным состоянием биологических структур при внешнем воздействии несомненна.

В [7] ранее разработанная модель головы в [6] была улучшена, и позволила проводить исследования влияние полностью анизотропной мозговой ткани на внешнее воздействие. Модель головы включает кожу головы, череп, мозг, мозговые оболочки, спинномозговую жидкость, одиннадцать пар больших вен и шею со спинным мозгом и твердой мозговой оболочкой. Мозговая ткань обладает гипервязкоупругими свойствами и анизотропным поведением. Рис. 1 иллюстрирует разницу в развитии максимальных деформаций в мозговых тканях изотропной и анизотропной моделей.

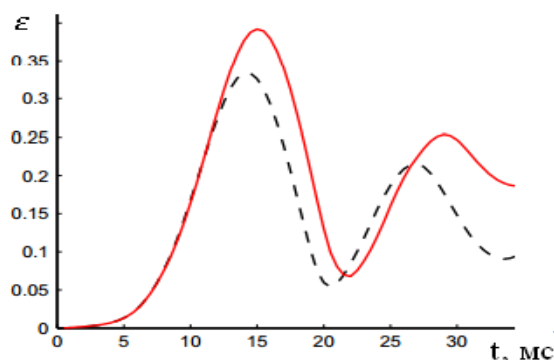


Рис. 1. Зависимости максимальной главной деформации для мозговой ткани в изотропной (штриховая кривая) и анизотропной (сплошная кривая) моделях от времени нагрузки

Так как механическое поведение белого вещества зависит от ориентации и распределения волокон аксонов, включение анизотропии в модель оказывает существенное влияние на предсказание места травмы: анизотропная модель становится более жесткой в направлении волокон в то время как более гибкая в других направлениях. Измерение мозговой объемной деформации в естественных условиях, индуцированное маневром Вальсальвы (форсированный выдох при закрытой голосовой щели приводит к кратковременному увеличению внутричерепного давления), проведенное в [8], предполагает необходимость учета при вычислениях напряженно-деформированного состояния мозга этого физиологического фактора.

Выводы и перспективы дальнейших разработок. Проведенный анализ биомеханических исследований травм головного мозга показал, что: 1. В целом ряде публикаций последнего десятилетия на ограниченном числе моделей рассмотрены частные случаи внешнего ударного воздействия на голову; 2. На современном этапе исследования не разработаны алгоритмы расчета критического состояния структур мозга при возможных динамических внешних воздействиях на голову во время соревнования и тренировок; 3. Модели головы не включают ряд биологических объектов, оказывающих существенное влияние на напряженно деформированное состояние в структурах мозга, и, следовательно, не позволяют дать ответ на вопрос о возможной травме мозга при конкретном характере динамического воздействия.

Использованные источники

1. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие / П.И. Бегун. – СПб. : Политехника, 2011. – 464 с.
2. Horgan, T.J., Gilchrist, M.D. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics// Inter. J. of Crashworthiness, 2003. – Vol 8 (4). – P. 353-366.
3. Horgan, T.J., Gilchrist, M.D. Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations// Inter. J. of Crashworthiness, 2004. – V. 9 (4). – P. 401-418.
4. Hoshizaki B., Post A., Gilchrist M.D. Finite element analysis of the effect of loading curve shape on brain injury predictors // J. of Biomechanics, 2012. V.45. P. 679-683
5. Zhang, L., Yang, K.H., King, A.I. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury// Journal of Biomechanical Engineering, 2004. – V. 126. – P. 226-236.
6. Ho J., Kleiven S. Dynamic response of the brain with vasculature: a three-dimensional computational study // Journal of Biomechanics, 2007. V. 40.P. 3006-3012.
7. Giordano C., Cloots R.J.H., vanDommelen J.A.W. The influence of anisotropy on brain injury prediction // Journal of Biomechanics. – V. 47, 2014. – P.1052-1059.
8. Mousavi S.R., Fehlner A., Streitberger K.J. Measurement of in vivo cerebral volumetric strain induced by the Valsalva maneuver // Journal of Biomechanics, 2014. – V. 47. – P. 1652-1657.

Begun P., Krestinina, A., Kozeruk Y.

ANALIS OF BIOMECHANICAL STUDIES OF THE BRAIN INJURY

There are two factors, which can help to reduce the frequency and severity of the brain's trauma: the knowledge of the critical brain's structures under different external mechanical influences and the improvement of diagnostic tools and measures of protection. Research of correlation between mechanical load and the models stresses and deformations results adequately reflecting the geometrical parameters of the head structures, their mechanical properties and the nature of the external impact. The possibilities of mathematical analysis of physical interactions, the state of brain structures based on biomechanics simulation. Integral computer method, which representing symbiosis of biomechanical computer modeling and analysis of biological structures for clinical data (topographic, angiographic, ethnographic investigations) allows to analyze the state of brain structures under various external influences. Protective technologies of the head injuries shall be developed in accordance with the analysis of the brain's stress-strain state with different characters dynamic effects.

The analysis of the biomechanical studies of brain injury have shown that: 1. In a number of publications of the last decade are a limited number of models, which considered special cases of external impact; 2. At the present stage of research the algorithms calculating the critical state of brain structures with possible external dynamic impacts on the head during sporting events and training is not developed; 3. The head model does not include the number of the biological objects, which have a significant effect on the stress-strain state of the brain's structures, and therefore do not allow to answer the question about a possible brain injury under the different kind of dynamic impact.

Key words: *biomechanics of the head, brain, sports injuries, stress, strain, model.*

Стаття надійшла до редакції 17.09.2016