



БИОМЕХАНИКА

УДК 531/534:[57+61]

С.М. БОСЯКОВ, д-р физ.-мат. наук, доц.
декан механико-математического факультета¹
E-mail: bosiakov@bsu.by

С.А. ПРОНКЕВИЧ, канд. физ.-мат. наук, доц.
доцент кафедры био- и наномеханики¹
E-mail: PronkevichSA@bsu.by

И.А. МОРОЗ, канд. юрид. наук
директор²
E-mail: npc@sudexpertiza.by

Г.И. ЗАЛУЖНЫЙ
начальник научного отдела технических, криминалистических и специальных исследований³
E-mail: zaluzhnynpz@gmail.com

¹Белорусский государственный университет, г. Минск, Республика Беларусь

²Научно-практический центр проблем укрепления законности и правопорядка Генеральной прокуратуры Республики Беларусь, г. Минск, Республика Беларусь

³Научно-практический центр Государственного комитета судебных экспертиз Республики Беларусь, г. Минск, Республика Беларусь

Поступила в редакцию 11.10.2022.

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕРЕПА ЧЕЛОВЕКА ПРИ УДАРЕ ПРЕДМЕТОМ ЦИЛИНДРИЧЕСКОЙ ФОРМЫ

Достаточно часто у жертв падений, дорожно-транспортных происшествий, нападений с применением бит и прутьев наблюдаются переломы черепа. Целью работы является определение напряженно-деформированного состояния головы человека, возникающего при ударном воздействии на основании конечно-элементного моделирования. Удар наносится во фронтальную область лобной кости средней частью и концом цилиндрического предмета (стержня), который различным образом ориентирован по отношению к франкфуртской плоскости. Модель головы включает эпидермис (кожу), костные структуры черепа, костные структуры нижней челюсти, глазные яблоки, зубы, мозговые оболочки (твердую, паутинную и мягкую мозговые оболочки), головной мозг (белое и серое вещество), мозжечок, стволую часть мозга, мышцы и связки. Для описания элементов модели головы человека используются модели линейно упругого материала, вязкоупругого несжимаемого материала, упругопластического материала с учетом разрушения и гиперупругого материала. Глазные яблоки рассматриваются как абсолютно твердое тело. Расчет выполнен для различных значений начальной скорости цилиндрического предмета, соответствующих моменту его соприкосновения с кожным покровом головы. Установлено, что наиболее высокие напряжения и перемещения костных структур черепа возникают при ударе средней частью стержня по сравнению с ударом его концом. Ударное воздействие стержня приводит к наиболее высоким эквивалентным напряжениям, если стержень располагается под углом 60° к вертикали. Область максимальных напряжений расположена у пересечения сагитального и коронарного швов, причем в большей степени существенные напряжения наблюдаются вдоль коронарного шва. Полученные результа-

ты могут быть использованы для экспертов в области судебной экспертизы для оценки различных сценариев возникновения черепно-мозговой травмы и обоснования дальнейших судебно-медицинских исследований.

Ключевые слова: ударная нагрузка, костные структуры черепа, ударник цилиндрической формы, конечно-элементное моделирование, эквивалентные напряжения

DOI: <https://doi.org/10.46864/1995-0470-2023-1-62-88-94>

Введение. Для прогнозирования происхождения и последствий переломов черепа, возникающих в результате падений, дорожно-транспортных происшествий и нападений с применением прутьев целесообразно использовать конечно-элементное моделирование. Это обусловлено тем, что для биологических тканей и костных структур черепа человека достаточно сложно выполнить серии необходимых натуральных экспериментов. Применение метода конечных элементов для определения механической реакции головы человека на ударную нагрузку представлено в достаточно большом количестве работ. В частности, в работе [1] выполнено прогнозирование переломов височной и теменной костных структур черепа при падении тела человека с высоты 10–90 см на твердую поверхность. Конечно-элементное моделирование применялось для прогнозирования перелома костей черепа при нанесении удара металлическим предметом, имеющим различную массу и начальную скорость, в область лобной, височной и затылочной кости черепа человека в работах [2, 3]. Биомеханические исследования механизмов возникновения переломов лицевой части черепа человека и внутричерепные повреждения, возникающие под воздействием различных ударных нагрузок, выполнены в работе [4] с использованием конечно-элементной модели головы, ствола головного мозга и шейного отдела спинного мозга. Обзор исследований, посвященных конечно-элементному моделированию последствий ударов, которые приводят к черепно-мозговой травме, выполнен в работе [5]. Здесь рассмотрены динамические воздействия, которые могут быть вызваны прямыми ударами по голове, особенно распространенными при спортивных травмах, или импульсами (внезапными движениями головы, обычно наблюдаемыми при автомобильных авариях).

Целью настоящей работы является оценка напряженно-деформированного состояния костных структур черепа человека, возникающего при ударе в область лобной кости твердым предметом цилиндрической формы (полимерным стержнем) с различной начальной скоростью.

Конечно-элементное моделирование. Для конечно-элементного моделирования ударного воздействия на голову человека использован программный комплекс LS-DYNA (версия R13.0, 2021,

Livermore Software Technology Corporation, США). Геометрические размеры модели головы человека соответствуют голове взрослого человека мужского пола. Окружность головы равна 57,0 см. Продольный размер черепа (расстояние между наиболее выступающей вперед точкой в области надпереносья и наиболее удаленной точкой затылка в сагиттальной плоскости) составляет 20,0 мм. Толщина кожного покрова черепа человека изменяется от 6,0 до 7,0 мм. Масса головы составляет приблизительно 5,0 кг.

Модель головы включает эпидермис (кожу), костные структуры черепа, костные структуры нижней челюсти, глазные яблоки, зубы, мозговые оболочки (твердую, паутинную и мягкую мозговые оболочки), головной мозг (белое и серое вещество), мозжечок, стволочную часть мозга, мышцы и связки. При генерации конечно-элементной модели использованы трехмерные гексагональные восьмиузловые элементы, двумерные (оболочечные) и одномерные гибкие (балочные) элементы. Трехмерные элементы используются для моделирования твердых тел (костные структуры черепа, зубы, стержень), двумерные элементы — для различных биологических тканей (кожа), одномерные элементы — для связок и мышц. Условия контакта между элементами модели соответствуют их жесткому прикреплению друг к другу (контакта типа «склейка») и прикреплению с учетом проскальзывания (контакт типа «с трением», коэффициент трения скольжения 0,1).

Для описания элементов модели головы человека используются модели линейно упругого материала, вязкоупругого несжимаемого материала, упругопластического материала с учетом разрушения и гиперупругого материала. Глазные яблоки рассматриваются как абсолютно твердое тело. Физико-механические свойства элементов модели для различных материалов заданы в соответствии с данными [6, 7]. Условия закрепления модели черепа соответствуют горизонтальному расположению франкфуртской плоскости и вертикальному положению медиальной плоскости головы. Узлы в окрестности затылочного отверстия жестко заделаны. Конечно-элементная модель головы представлена на рисунке 1.

Рассматривается удар во фронтальную область лобной кости. Удар наносится средней частью и концом стержня. В момент нанесения

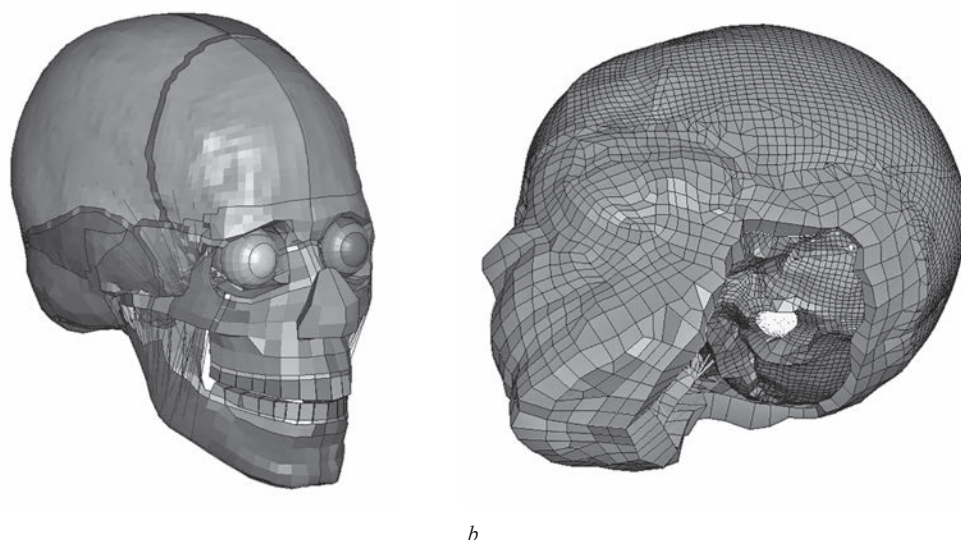


Рисунок 1 — Конечно-элементная модель головы человека: *a* — без кожного покрова; *b* — с закрепленными точками в области затылочного отверстия

Figure 1 — Finite element model of the human head: *a* — without skin; *b* — with fixed points in the occipital foramen

удара стержень располагается под углом 30° , 45° и 60° по отношению к вертикали, проходящей через шарнирно закрепленную нижнюю точку стержня (скорость нижнего конца стержня равна нулю). Удар наносится в сагиттальной плоскости, проходящей через точку на середине переднего края большого затылочного отверстия и точку, соответствующую месту соединения венечного и сагиттального швов. Скорость точки стержня, которая входит в соприкосновение с кожным покровом головы, для всех вариантов нанесения удара при-

нимает значения равные 15,0, 20,0 и 25,0 м/с. Продолжительность времени, в течение которого наносится удар, не превышает 1,0 мс. Площадь поверхности контакта находится в диапазоне от 25,0 до 36,0 cm^2 . Начальные условия нанесения удара показаны на рисунке 2.

Верификация конечно-элементной модели головы на ударную нагрузку выполнена стандартам экспериментально-теоретических исследований [8–10], посвященных определению характеристик последствий удара твердым телом

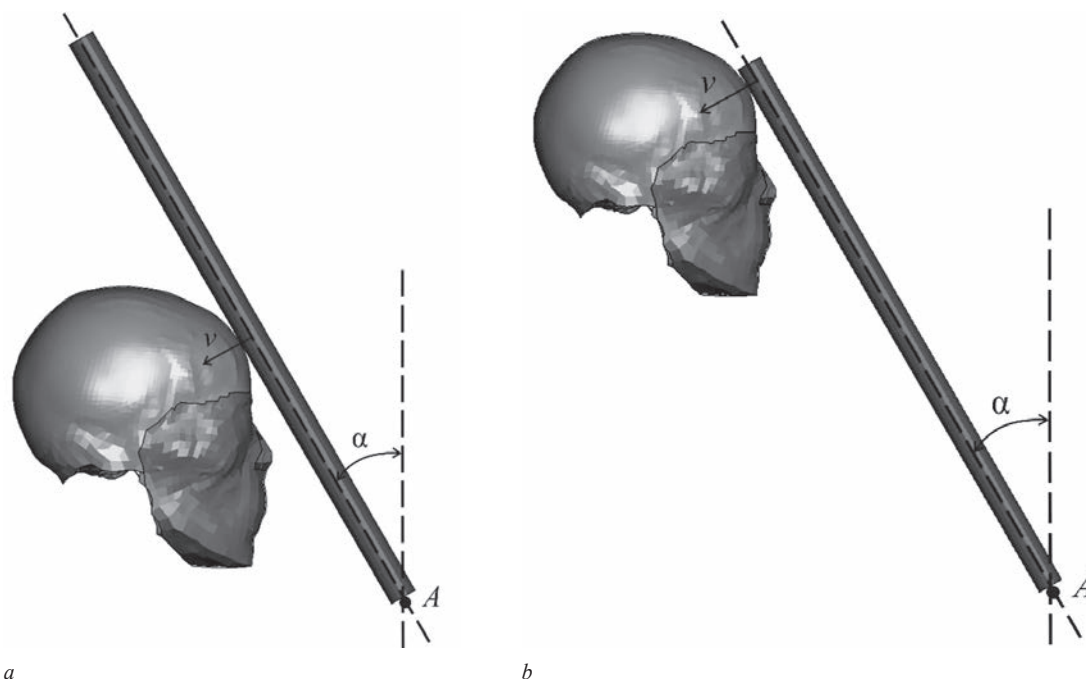


Рисунок 2 — Расположение стержня и головы в момент нанесения удара во фронтальную область лобной кости с начальной скоростью v средней части стержня (*a*) и конца стержня (*b*); угол α между вертикальной осью, проходящей через шарнирное закрепление конца стержня *A* (скорость точки *A* равна нулю), и осью стержня принимает значения, равные 30° , 45° и 60°

Figure 2 — Location of the rod and the head at the moment of striking the frontal region of the frontal bone with the initial velocity v of the middle part of the rod (*a*) and the end of the rod (*b*); angle α between the vertical axis passing through the hinged end of the rod *A* (velocity of point *A* is zero) and the axis of the rod takes values equal to 30° , 45° and 60°

во фронтальную область лобной кости и теменной кости.

Эквивалентные напряжения в костных структурах. Результаты расчета эквивалентных напряжений (по Мизесу) в костных структурах черепа человека систематизированы в таблице.

Сравнительный анализ результатов, представленных в таблице, показывает, что нанесение удара средней частью стержня приводит к возникновению более высоких напряжений в костных структурах головы человека по сравнению с ударом концом стержня. Угол расположения стержня

Таблица — Максимальные эквивалентные напряжения, возникающие в костных структурах черепа, МПа
Table — Maximum equivalent stresses arising in the skull bone structures, MPa

Начальная скорость стержня, м/с	Величина угла, под которым располагается стержень по отношению к вертикали					
	30°		45°		60°	
	Удар средней частью	Удар концом стержня	Удар средней частью	Удар концом стержня	Удар средней частью	Удар концом стержня
15	80	60	90	60	120	80
20	90	70	90	80	130	80
25	90	80	90	80	140	80

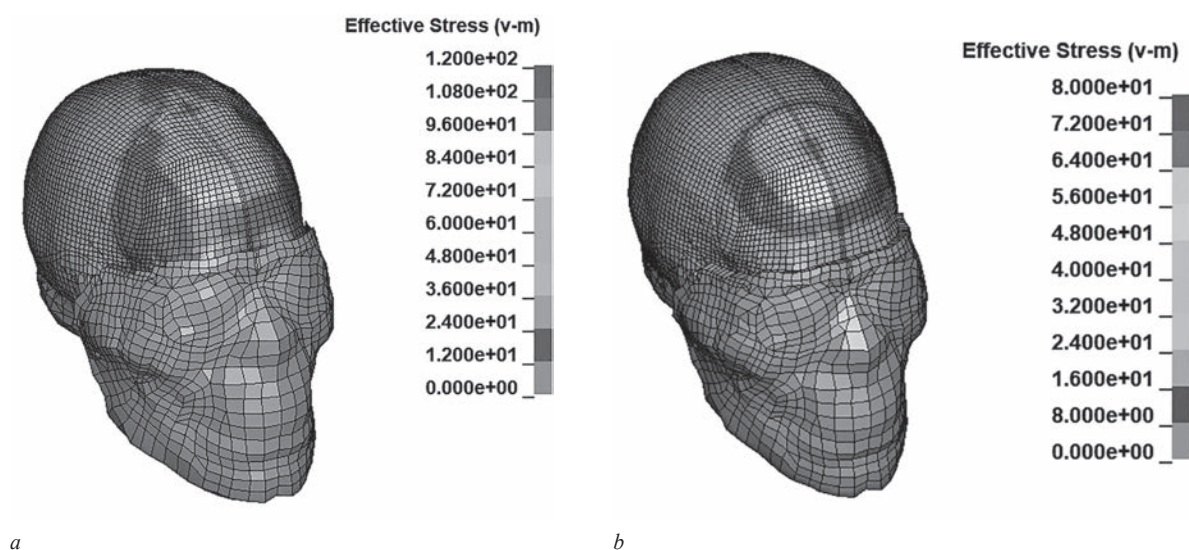


Рисунок 3 — Распределение эквивалентных напряжений во фронтальной области лобной кости при ударе средней частью (a) и концом (b) стержня с начальной скоростью 15 м/с
Figure 3 — Distribution of equivalent stresses in the frontal region of the frontal bone under impact by the middle part (a) and the end (b) of the rod with an initial velocity of 15 m/s

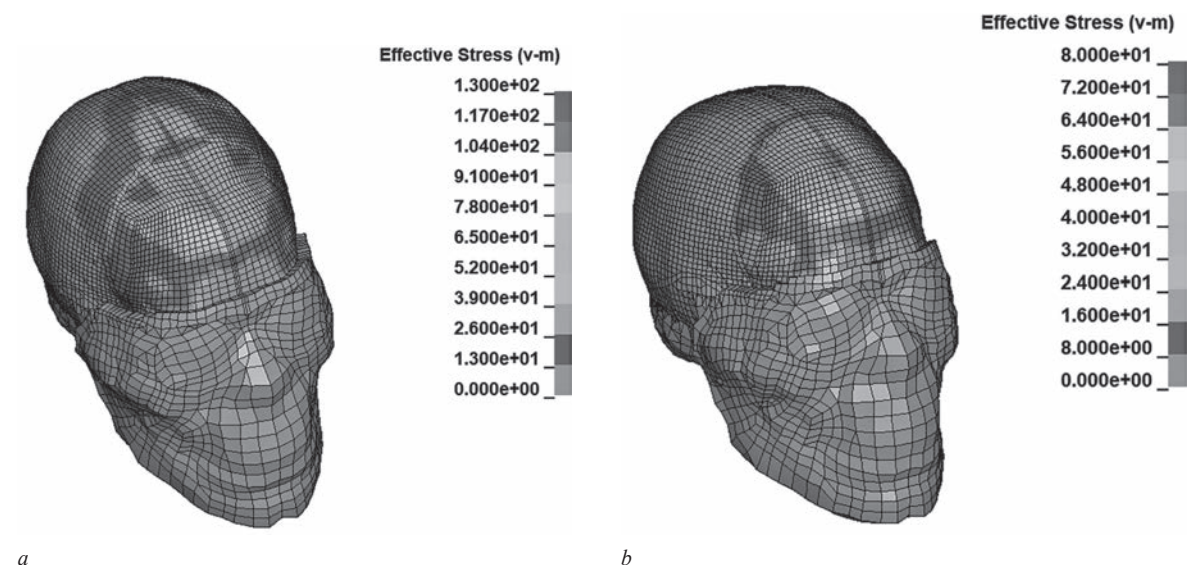


Рисунок 4 — Распределение эквивалентных напряжений во фронтальной области лобной кости при ударе средней частью (a) и концом (b) стержня с начальной скоростью 20 м/с
Figure 4 — Distribution of equivalent stresses in the frontal region of the frontal bone under impact by the middle part (a) and the end (b) of the rod with an initial velocity of 20 m/s

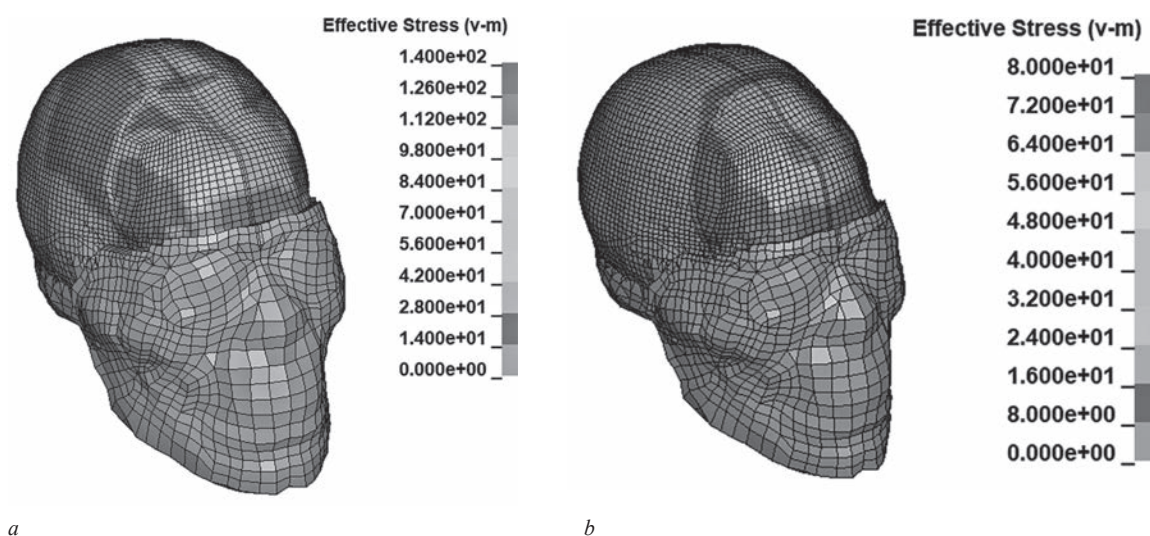


Рисунок 5 — Распределение эквивалентных напряжений во фронтальной области лобной кости при ударе средней частью (a) и концом (b) стержня с начальной скоростью 25 м/с
 Figure 5 — Distribution of equivalent stresses in the frontal region of the frontal bone under impact by the middle part (a) and the end (b) of the rod with an initial velocity of 25 m/s

оказывает существенное влияние на реакцию головы человека при ударном воздействии. Из таблицы следует, что наиболее высокие эквивалентные напряжения в костных структурах черепа человека возникают при ударе в область лобной кости, если стержень располагается под углом 60° к вертикали (или 30° по отношению к франкфуртской плоскости). На рисунках 3–5 представлены распределения эквивалентных напряжений в костных структурах головы человека, соответствующие расположению стержня под углом 60° к вертикали (кожный покров головы в области удара не визуализирован).

Из рисунков 3 а – 5 а видно, что область максимальных напряжений при ударе центральной частью стержня расположена у пересечения сагиттального и коронарного швов, причем в большей степени существенные напряжения наблюдаются вдоль коронарного шва. Область эквивалентных напряжений охватывает большое количество костных структур черепа, в частности лобную, теменную и височные кости. При ударе концом стержня, как следует из рисунков 3 б – 5 б, напряжения наблюдаются в основном в области лобной кости. Максимальные напряжения возникают в окрестности площадки, по которой происходит соприкосновение стержня и кожного покрова головы.

Полученные результаты могут быть использованы для экспертов в области судебной экспертизы для оценки различных сценариев возникновения черепно-мозговой травмы и обоснования дальнейших судебно-медицинских расследований.

Выводы. 1. На основании конечно-элементного моделирования нанесения удара различными частями стержня по голове человека установлено, что наиболее высокие эквивалентные напряжения в костных структурах черепа возникают при ударе средней частью стержня по сравнению со случаем

нанесения удара концом стержня при аналогичных граничных условиях.

Наиболее высокие эквивалентные напряжения возникают в костных структурах черепа при нанесении удара средней частью стержня при расположении стержня под углом 30° к франкфуртской плоскости (под углом 60° к вертикали) в момент взаимодействия стержня и кожного покрова головы.

При нанесении удара средней частью стержня область максимальных напряжений расположена у пересечения сагиттального и коронарного швов, причем в большей степени существенные напряжения наблюдаются вдоль коронарного шва; область эквивалентных напряжений охватывает большое количество костных структур черепа (лобную, теменную, височные кости).

Работа выполнена в рамках НИР 1 «Разработка системы методического обеспечения криминалистической экспертизы холодного оружия ударно-раздробляющего действия с использованием моделирования изменений напряженно-деформированного состояния костной ткани человека или животных при ударном воздействии» в рамках комплексного задания «Методы моделирования и автоматизированные системы анализа оцифрованных данных для поддержки принятия решений и разработка на их основе информационных технологий криминалистического назначения» ГПНИ «ЦКТБ» на 2021–2025 годы, подпрограмма 3 «Безопасность человека, общества и государства».

Список литературы

1. Biomechanical analysis of skull fractures after uncontrolled hanging release / L. Thollon [et al.] // Forensic Science International. — 2013. — Vol. 233, iss. 1–3. — Pp. 220–229. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2013.08.015>.

2. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis / Z. Asgharpour [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. — 2014. — Vol. 33. — Pp. 16–23. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.02.010>.
3. Skull fracture prediction through subject-specific finite element modelling is highly sensitive to model parameters / D. De Keghel [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. — 2019. — Vol. 100. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103384>.
4. Study of cerebrospinal injuries by force transmission secondary to mandibular impacts using a finite element model / L. Tuchtan [et al.] // Forensic Science International. — 2020. — Vol. 307. — DOI: <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2019.110118>.
5. Madhukar, A. Finite element methods in human head impact simulations: a review / A. Madhukar, M. Ostoja-Starzewski // Annals of Biomedical Engineering. — 2019. — Vol. 47, iss. 9. — Pp. 1832–1854. — DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02205-4>.
6. Abé, H. Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs / H. Abé, K. Hayashi, M. Sato. — Tokyo: Springer, 1996. — 436 p.
7. Fung, Y.-C. Biomechanics. Mechanical properties of living tissues / Yu.-Ch. Fung. — New York: Springer, 1993. — 568 p.
8. Nahum, A.M. Intracranial pressure dynamics during head impact / A.M. Nahum, R. Smith, C. Ward // SAE Technical Paper. — 1977. — DOI: <https://doi.org/10.4271/770922>.
9. Biomechanics of skull fracture / N. Yoganandan [et al.] // Journal of Neurotrauma. — 1995. — Vol. 12, no. 4. — Pp. 659–668. — DOI: <https://doi.org/10.1089/neu.1995.12.659>.
10. The dynamic responses of the cervical spine: buckling, end conditions, and tolerance in compressive impacts / R.W. Nightingale [et al.] // SAE Technical Paper. — 1997. — DOI: <https://doi.org/10.4271/973344>.

BOSIAKOV Sergei M., D. Sc. in Phys. and Math., Assoc. Prof.

Dean of the Faculty of Mechanics and Mathematics¹

E-mail: bosiakov@bsu.by

PRONKEVICH Sergei A., Ph. D. in Phys. and Math., Assoc. Prof.

Associate Professor of the Department of Bio- and Nanomechanics¹

E-mail: PronkevichSA@bsu.by

MOROZ Igor A., Ph. D. in Law

Director²

E-mail: npc@sudexpertiza.by

ZALUZHNI Gennadi I.

Head of the Scientific Department of Technical, Forensic and Special Research³

E-mail: zaluzhnynpz@gmail.com

¹Belarusian State University, Minsk, Republic of Belarus

²The Scientific and Practical Centre for Problems of Reinforcing Law and Order of the Prosecutor General's Office of the Republic of Belarus, Minsk, Republic of Belarus

³Scientific and Practical Center of the State Forensic Examination Committee of the Republic of Belarus, Minsk, Republic of Belarus

Received 11 October 2022.

BIOMECHANICAL MODELLING OF THE HUMAN SKULL STRESS STATE UNDER IMPACT BY CYLINDRICAL SOLID

Skull fractures are quite often observed in victims of falls, traffic accidents, attacks with the use of bats and rods. The aim of the study is to assess the stress-strain state of the human head under impact on the basis of finite element modelling. The impact is applied to the frontal region of the frontal bone by the middle part and the end of a cylindrical solid (a rod). The solid is differently oriented with respect to the in relation to the Frankfurt plane. The head model includes the epidermis (skin), bone structures of the skull, bone structures of the lower jaw, eyeballs, teeth, meninges (dura, arachnoid and pia mater), cerebrum (white and gray matter), cerebellum, brain stem, muscles and ligaments. The elements of the human head model are described by the models of a linearly elastic material, a viscoelastic incompressible material, an elastic-plastic material considering fracture, and a hyper-elastic material. The eyeballs are assumed as absolutely rigid. The finite element analysis was carried out for different values of the initial velocity of a rod, corresponding to the moment of its contact with the skin of the head. It was found out that the maximum equivalent stresses and deformations of the skull bone structures occur under impact by the middle part of the rod compared to impact by its end. The impact action of the rod leads to the maximum equivalent stresses if the rod is located at an angle of 60° to the vertical. The region of the maximum stresses is located at the intersection of the sagittal and coronal sutures, and to a greater extent, significant stresses

are observed along the coronal suture. The results obtained can be used by experts in the field of forensic science to evaluate various scenarios for the occurrence of traumatic brain injury and substantiate further forensic investigations.

Keywords: impact load, bone structures of the skull, cylindrical impactor, finite element modelling, equivalent stresses

DOI: <https://doi.org/10.46864/1995-0470-2023-1-62-88-94>

References

1. Thollon L., Llari M., André L., Adalian P., Leonetti G., Piercecchi-Marti M.-D. Biomechanical analysis of skull fractures after uncontrolled hanging release. *Forensic science international*, 2013, vol. 233, iss. 1–3, pp. 220–229. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2013.08.015>.
2. Asgharpour Z., Baumgartner D., Willinger R., Graw M., Peldschus S. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2014, vol. 33, pp. 16–23. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.02.010>.
3. De Kegel D., Meynen A., Famaey N., Harry van Lenthe G., Depreitere B., Sloten J.V. Skull fracture prediction through subject-specific finite element modelling is highly sensitive to model parameters. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2019, vol. 100. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103384>.
4. Tuchtan L., Godio-Raboutet Y., Delteil C., Leonetti G., Piercecchi-Marti M.-D., Thollon L. Study of cerebrospinal injuries by force transmission secondary to mandibular impacts using a finite element model. *Forensic science international*, 2020, vol. 307. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2019.110118>.
5. Madhukar A., Ostoja-Starzewski M. Finite element methods in human head impact simulations: a review. *Annals of biomedical engineering*, 2019, vol. 47, iss. 9, pp. 1832–1854. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02205-4>.
6. Abé H., Hayashi K., Sato M. *Data book on mechanical properties of living cells, tissues, and organs*. Tokyo, Springer, 1996. 436 p.
7. Fung Y.-C. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. New York, Springer, 1993. 568 p.
8. Nahum A.M., Smith R., Ward C. *Intracranial pressure dynamics during head impact*. SAE Technical Paper, no. 770922, 1977. DOI: <https://doi.org/10.4271/770922>.
9. Yoganandan N., Pintar F.A., Sances A. Jr., Walsh P.R., Ewing C.L., Thomas D.J., Snyder R.G. Biomechanics of skull fracture. *Journal of neurotrauma*, 1995, vol. 12, no. 4, pp. 659–668. DOI: <https://doi.org/10.1089/neu.1995.12.659>.
10. Nightingale R.W., McElhaney J.H., Camacho D.L., Winkelstein B.A., Myers B.S. *The dynamic responses of the cervical spine: buckling, end conditions, and tolerance in compressive impacts*. SAE Technical Paper, no. 973344, 1997. DOI: <https://doi.org/10.4271/973344>.