



Analiza naprężeń i odkształceń powstałych w wyniku uderzenia tępym narzędziem w czaszkę ludzką

Michał Stopel^{1*}, Adriana Guziwelakis²

¹ Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-796 Bydgoszcz, Polska; e-mail: michal.stopel@utp.edu.pl

² Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-796 Bydgoszcz, Polska; e-mail: a.guziwelakis@gmail.com

* Autor korespondencyjny; e-mail: michal.stopel@utp.edu.pl

Streszczenie: obrażenia głowy jako następstwa urazów stanowią często przedmiot oceny w praktyce sądowo-lekarskiej. Odtworzenie okoliczności wystąpienia urazu ma kluczowe znaczenie dla organów procesowych. W niniejszej pracy przedstawiono analizę naprężeń oraz odkształceń czaszki człowieka na skutek uderzenia tępym narzędziem. Badania oparto na modelu czaszki uzyskanym w wyniku przeprowadzonego badania z zastosowaniem tomografu komputerowego, przetworzonym przy użyciu odpowiednich narzędzi CAD oraz CAE. Analizy numeryczne o charakterze nieliniowym w dziedzinie czasu, z zastosowaniem oprogramowania LS-Dyna, pozwoliły na zobrazowanie zmian zachodzących w czaszce człowieka podczas uderzenia oraz na ocenę jego skutków. W pracy wykazano, że stosunkowo niewielka siła uderzenia może doprowadzić do znaczących obrażeń organizmu. W wyniku uderzenia powstają liczne pęknięcia, a naprężenie oraz odkształcenie rozchodzi się po kościach czaszki promieniście od miejsca uderzenia. Do tego doprowadzić może do przemieszczeń organów znajdujących się wewnątrz czaszki, które w wyniku uderzenia obijają się o jej ścianki, co powoduje wystąpienie obrażeń wtórnych.

Słowa kluczowe: LS-Dyna, MES, obrażenia głowy, tomografia czaszki, modelowanie materiału kości

Analysis of stresses and deformations resulting from punches on the human skull with the blunt tool

Michał Stopel^{1*}, Adriana Guziwelakis²

¹ UTP University of Science and Technology, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-796 Bydgoszcz, Poland; e-mail: michal.stopel@utp.edu.pl

² UTP University of Science and Technology, Al. prof. S. Kaliskiego 7, 85-796 Bydgoszcz, Poland; e-mail: a.guziwelakis@gmail.com

* Correspondent author; e-mail: michal.stopel@utp.edu.pl

Summary: Head injuries as a consequence of accidents are often assessed in forensic medical practice. Recreating the circumstances of the injury is crucial for the

judicial authorities. This study analyzes the stresses and deformations of the human skull as a result of a blunt tool impact. The research was based on a model of the skull obtained as a result of an examination with the use of a computer tomograph, processed with the use of appropriate CAD and CAE tools. The conducted numerical analyzes, non-linear in the time domain, with the use of the LS-Dyna software, allowed to visualize the changes taking place in the human skull during the impact and to evaluate its effects. The study showed that a relatively small impact force can lead to significant bodily injuries. As a result of the impact, numerous fractures are formed, and the stress and deformation propagate across the bones of the skull radially from the place of impact. This can lead to the displacement of organs inside the skull, which, as a result of the impact, bump into its walls, which leads to secondary injuries.

Key words: LS-Dyna, FEM, head injuries, computer tomography, bone material modeling

1. Wstęp

Obrażenia głowy jako następstwa urazów stanowią często przedmiot oceny w praktyce sądowo-lekarskiej. Występują one w wyniku różnych zdarzeń losowych, np. bójek, wypadków drogowych czy też na skutek upadku. Nierzadko stanowią bezpośrednią przyczynę zgonu lub powstania trwałego uszczerbku na zdrowiu. W związku z tym dla organów procesowych odtworzenie okoliczności wystąpienia obrażeń na ciele ma znaczenie kluczowe. Ocenia się przy tym moment ich powstania, czas oddziaływania sił zewnętrznych oraz wskazuje się najbardziej prawdopodobne przyczyny, które doprowadziły do ich wystąpienia. W wielu przypadkach błędnie interpretowano miejsca, w których doszło do pęknięcia czaszki jako miejsca bezpośredniego. W pracy G. Teresińskiego [11] na przykładzie 100 czaszek – w oparciu o analizy rozkładu naprężeń i pęknięć kości – wykazano zależność pomiędzy powstałymi urazami a miejscem przyłożenia siły. Zauważono, że najczęściej występujące złamania okolic skroniowo-ciemieniowych mogą być skutkiem uderzenia w praktycznie dowolną okolicę głowy, szczeliny o przebiegu zbliżonym do poziomego są zazwyczaj skutkiem uderzenia w tylną część głowy, natomiast uderzenia w część przednią czaszki zazwyczaj prowadzą do powstania pęknięć o charakterze pionowym.

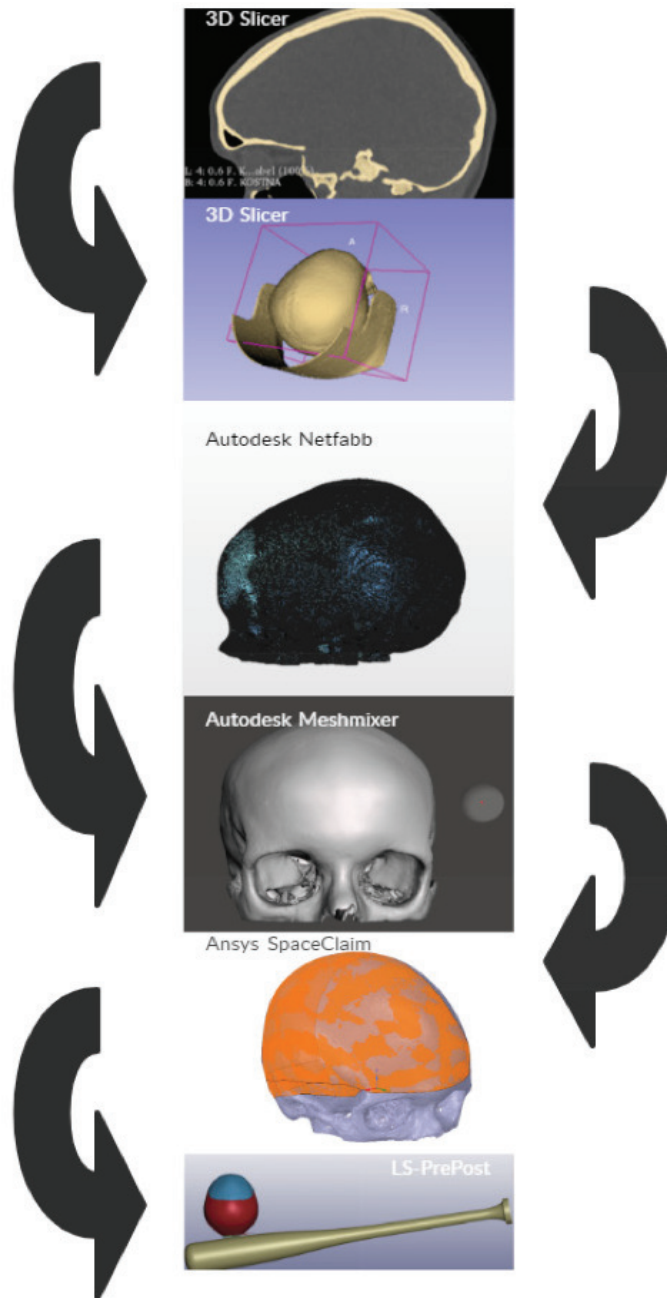
Według danych z Wielkiej Brytanii napady rozbójnicze są przyczyną urazów głowy w 11,4% przypadków. Odsetek ten znacznie zwiększa się w społeczeństwach o dużej przestępczości, niekiedy przekracza 50% i jest główną przyczyną urazów głowy. Uraz głowy może nie dawać objawów zewnętrznych. Cały szereg uszkodzeń może powstać wewnątrz, na przykład może dojść do krwotoku wewnątrzczaszkowego bądź wstrząśnienia mózgu [1]. Urazy czaszkowo-mózgowe stały się w dzisiejszych czasach problemem socjomedycznym, a jednocześnie poważną przyczyną zagrożenia zdrowia i życia człowieka. W wielu państwach, w tym także w Polsce, urazy stanowią trzecią – najczęstszą (pierwszą są choroby naczyniowe, a drugą choroby nowotworowe) przyczynę zgonów [7]. Czaszkowo-mózgowe urazy można podzielić ze względu na mechanizm pourazowy. Wyróżnia się dwa rodzaje urazów. Urazy pierwotne, czyli bezpośrednio zadziałanie czynnika niszczącego w momencie zdarzenia (m.in. wstrząśnienie oraz stłuczenie mózgu) oraz urazy wtórne, które rozwijają się w ciągu kolejnych minut, godzin lub dni (m.in. krwawienie śródczaszkowe, obrzęk mózgu) [5]. Mózg jest zabezpieczony przed wpływem szkodliwych warunków zewnętrznych przez kości czaszki oraz powłoki miękkie. W dużej mierze potrafią one zmniejszyć siłę urazu poprzez jej rozproszenie w wyniku przerwania ciągłości warstw. Przy zadziałaniu odpowiednio dużej energii kinetycznej w chwili urazu może dojść do uszkodzenia tkanek miękkich okalających kości czaszki bądź też do pęknięć samej kości [8].

W pracy skupiono się na uszkodzeniach struktury kostnej czaszki ludzkiej, będących wynikiem uderzenia kijem baseballowym klasyfikowanym w medycynie sądowej jako narzędzie o tępym krawędziach.

Celem badań była ocena przydatności obliczeń numerycznych z zastosowaniem metody elementów skończonych pod kątem oceny okoliczności powstania urazów głowy.

2. Metoda badawcza

Metodykę badawczą oparto o algorytm postępowania przedstawiony na rysunku 1. Algorytm ten miał na celu przygotowanie modelu powierzchniowego użytecznego w procesie przygotowywania modelu numerycznego na potrzeby analizy numerycznej o charakterze nieliniowym z zastosowaniem solwera LS-Dyna.

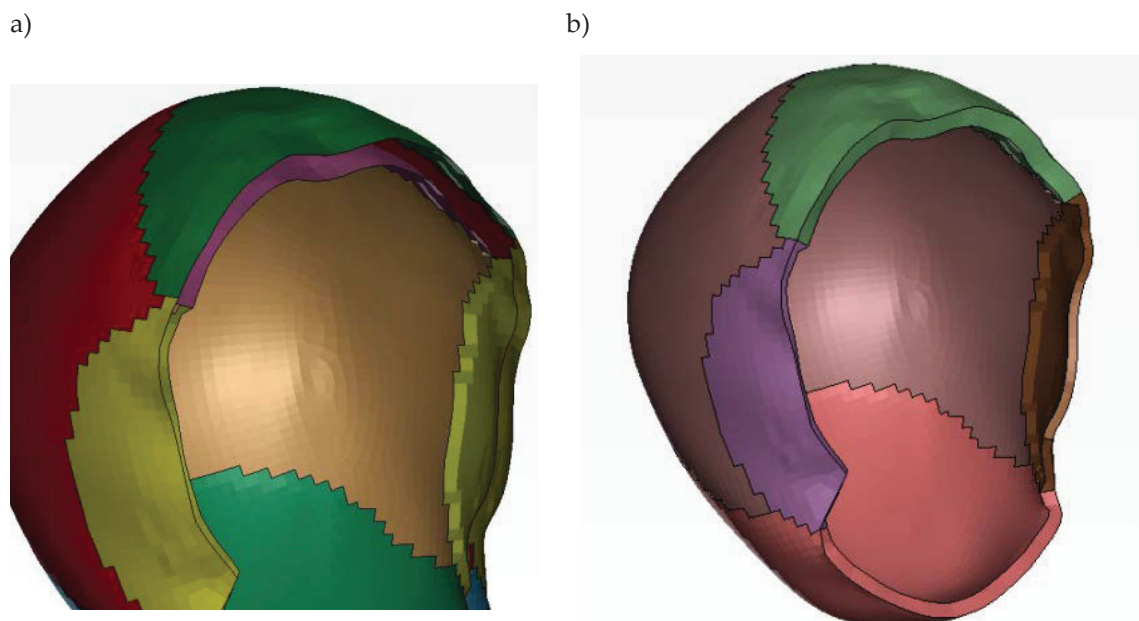


Rys. 1. Algorytm przygotowywania modelu numerycznego kości czaszki [opracowanie własne]
Fig. 1. Algorithm of preparing a numerical model of the skull bone [own study]

Punkt wyjścia stanowiło badanie z zastosowaniem tomografii komputerowej, w wyniku której otrzymano skan kości czaszki w formacie DAICOM. Skan wstępnie przygotowano w środowisku 3D Slicer, tworząc model powierzchniowy kości czaszki, składający się z dużej liczby wielokątów. W trakcie tego etapu oczyszczono model uzyskany z zastosowaniem tomografu z zanieczyszczeń oraz struktur niebędących przedmiotem analizy. Następnie za pomocą oprogramowania Autodesk Meshmixer dokonano niezbędnych poprawek modelu powierzchniowego. Stosując odpowiednie narzędzia naprawiono nieciągłości modelu oraz zmniejszono liczbę wielokątów budujących powierzchnię. Kolejnym etapem było wygenerowanie gładkiego modelu powierzchniowego, już bez podziału na wielokąty. Do tego zastosowano oprogramowanie Ansys SpaceClaim. Tak przygotowany model powierzchniowy mógł być z powodzeniem podzielony na regularne elementy skończone na etapie tworzenia modelu numerycznego w środowisku LS-PrePost.

2.1. Model numeryczny

Model powierzchniowy uzyskany w wyniku opisanej procedury został podzielony na elementy skończone. Zastosowano dwa typy elementów, różne dla warstwy odpowiadającej istocie gąbczastej kości, tzw. śródkościa, i dla istoty zbitej [2]. W przypadku istoty zbitej zastosowano czterowęzłowe elementy powierzchniowe typu shell z trzema punktami całkowania z parametrem ELFORM = 10 (Belytschko-Wong-Chiang), oparte na założeniu kinematycznym Reissnera-Mindlina. W przypadku śródkościa zastosowano elementy przestrzenne ośmiowęzłowe z parametrem ELFORM = 1 (constant stress solid). Model numeryczny składał się z 46 764 elementów powłokowych oraz 109 548 elementów bryłowych. Dla elementów powierzchniowych stanowiących istotę zbitą kości przyjęto jednakową grubość 1 mm (rys. 2a). Grubość warstwy zbudowanej z elementów bryłowych zależna była od umiejscowienia (rys. 2b) [6, 9].



Rys. 2. Podział na elementy skończone; a) istota zbita; b) istota gąbczasta [opracowanie własne]
Fig. 2. Division into finite elements; a) cortical and trabecular bone; b) trabecular bone [own study]

Pomiędzy poszczególnymi elementami modelu, tj. pomiędzy istotą gąbczastą a zbitą kości oraz pomiędzy czaszką a kijem baseballowym, zastosowano algorytmy kontaktu. W pierwszym przypadku zastosowano kontakt TIED SURFACE TO SURFACE OFFSET umożliwiający stałe połączenie węzłów elementów typu shell z zewnętrznymi segmentami elementów bryłowych. W drugim przypadku zastosowano kontakt AUTOMATIC GENERAL, dzięki czemu algorytm obliczeniowy automatycznie wykrywał węzły wchodzące w interakcje z innymi elementami modelu.

Jako model konstytutywny materiału dla wszystkich części zastosowano model Johnsona-Cooka (JC) (1) [10]. Wartości stałych modelu przyjęte dla poszczególnych elementów zebrano w tabeli 1 [4]. Zastosowany uproszczony model JC nie uwzględniał wpływu prędkości odkształcenia oraz temperatury na właściwości materiałowe, stąd też zastosowanie miał tylko pierwszy człon równania (1):

$$\sigma_y = (A + B \cdot \varepsilon_p^n) \left(1 + \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)^C (1 - T^{*m}) \quad (1)$$

gdzie: A – granica plastyczności, B – moduł umocnienia postaciowego, n – wykładnik umocnienia postaciowego, $\dot{\varepsilon}_p$ – prędkość narastania odkształcenia plastycznego, C – współczynnik szybkości odkształceń, $\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}$ – iloraz prędkości odkształcenia w warunkach dynamicznych do prędkości odkształcenia w próbie quasi-statycznej, m – wykładnik osłabienia termicznego, $T^* = \left(\frac{T - T_{room}}{T_{melt} - T_{room}}\right)$ – temperatura homologiczna, T_{room} – temperatura pokojowa, T_{melt} – temperatura topnienia.

Tabela 1. Wartości stałych materiałowych [opracowanie własne]

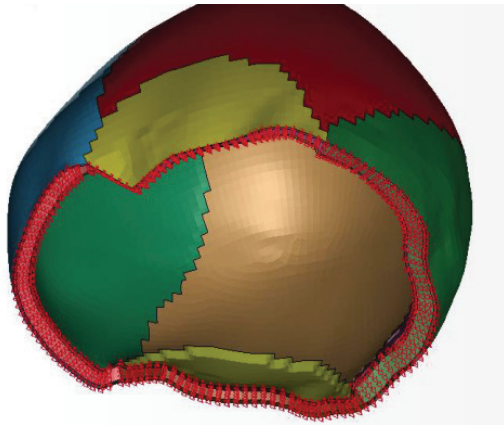
Table 1. The values of material constants [own study]

Element	Gęstość [kg/m ³]	Moduł Younga [MPa]	Wsp. Poissona	A [MPa]	B	N	Odkształcenie przy uszkodzeniu
Istota zbita	1900	122000	0.21	90	0.1	0.1	0.2E-03
Istota gąbczasta	1500	1000	0.05	28	0.1	0.1	0.1E-03
A365	2700	69000	0.32	270	266	0.28	0.2

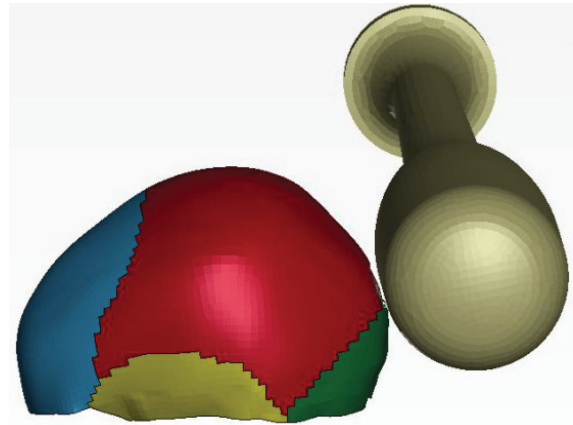
Model czaszki został utwierdzony w przestrzeni poprzez odebranie wszystkich stopni swobody węzłom znajdującym się na swobodnej krawędzi modelu (rys. 3).

Model aluminiowego kija baseballowego został utworzony z zastosowaniem elementów typu shell o grubości 5 mm. Również w tym przypadku zastosowano model materiałowy Johnsona-Cooka, przyjmując stałe materiałowe odpowiadające aluminium A356. Wymiary kija baseballowego wynosiły odpowiednio: długość 840 mm, średnica w najszerszym miejscu 90 mm oraz masa 871 g. Węzłom znajdującym się na rękojeści kija nadano prędkość początkową w chwili $t = 0$ s równą 5 km/h względem punktu oddalonego od jego końca o 47 cm, co wynikało z przyjętej długości przedramienia [3]. Pełen model numeryczny przedstawiono na rysunku 4.

Analiza naprężeń i odkształceń powstałych w wyniku uderzenia tępym narzędziem
w czaszkę ludzką



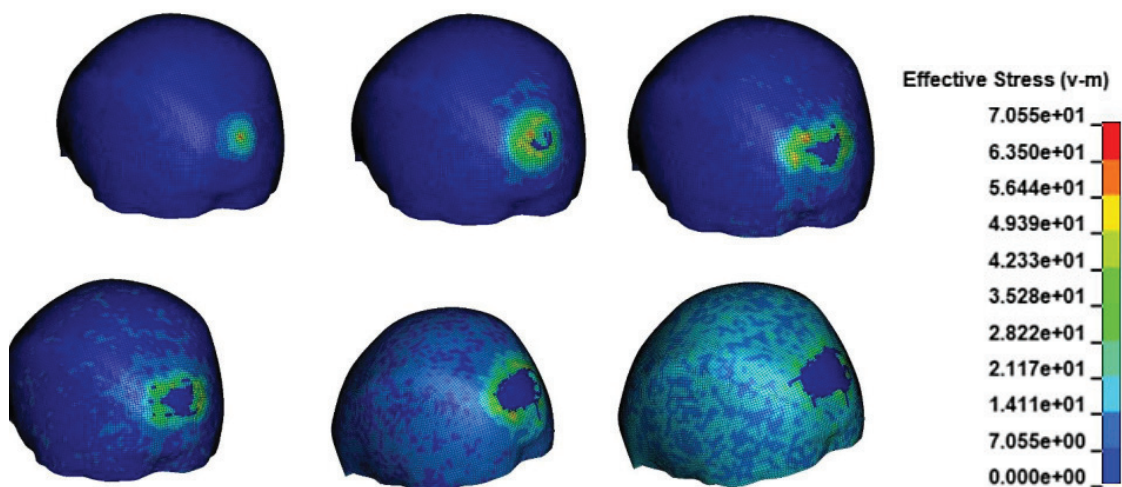
Rys. 3. Utwierdzenie w przestrzeni
[opracowanie własne]
Fig. 3. Fixing in space [own study]



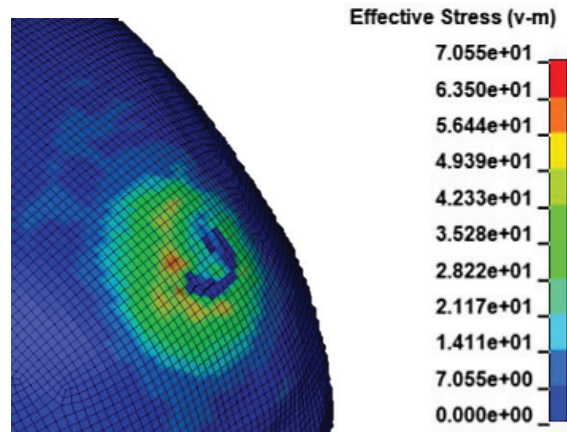
Rys. 4. Model numeryczny
[opracowanie własne]
Fig. 4. Numerical model [own study]

3. Wyniki

W wyniku uderzenia czaszki kijem baseballowym dochodzi do uszkodzenia kości potylicznej i kości ciemieniowych. Rysunek 5 wskazuje, jak zmieniał się rozkład naprężeń oraz jak rozwijało się uszkodzenie w kościach czaszki w przedziale czasowym od 43. do 59. sekundy czasu symulacji. W tym czasie początkowo kości czaszki odkształcały się sprężysto, a po przekroczeniu granicy plastyczności szybko dochodziło do uszkodzenia. Najwyższa wartość naprężenia została osiągnięta w 46. s i wyniosła 70 MPa (rys. 6), następnie doszło do przerwania ciągłości tkanki kostnej. Istota gąbczasta przyczyniła się do zmniejszenia energii przekazanej do kości zbitnej od wewnętrznej strony. Na rysunku 7 zaprezentowano końcowy stan istoty zbitnej w wyniku przerwania jej ciągłości. Od momentu pojawienia się pęknięcia wartość naprężenia maksymalnego zaczęła spadać, jednocześnie fala naprężenia zaczęła promieniście migrować w kierunku kości czołowej. Wartość naprężenia wynosiła około od 14 MPa do 21 MPa.

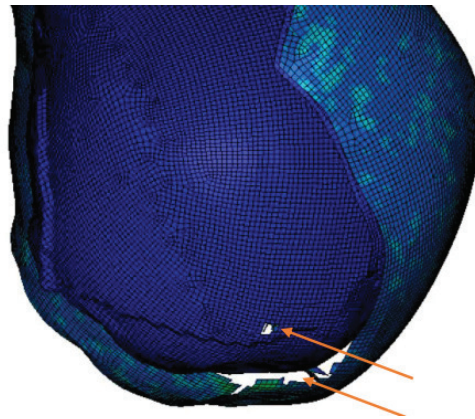


Rys. 5. Rozkład naprężeń w trakcie uderzenia (43–59 s) [opracowanie własne]
Fig. 5. Stress distribution during impact (43–59 s) [own study]



Rys. 6. Rozkład naprężeń w trakcie uderzenia (46 s) [opracowanie własne]

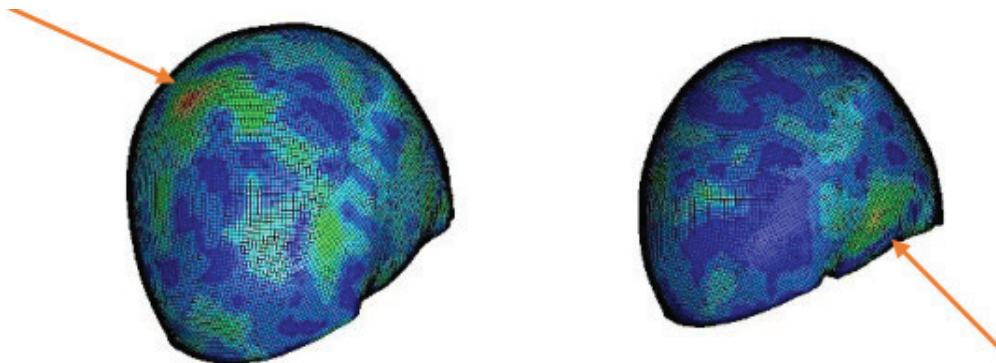
Fig. 6. Stress distribution during impact (46 s) [own study]



Rys. 7. Przerwanie ciągłości warstwy (53 s) [opracowanie własne]

Fig. 7. Layer break (53 s) [own study]

Obserwując rozkład naprężeń w istocie gąbczastej kości, zauważyć można było przemieszczający się wraz z falą naprężeń punkt spiętrzenia naprężeń. Na rysunku 8 widoczne jest umiejscowienie wspomnianego punktu w czasie 51 i 56 s trwania symulacji. Może to wskazywać na miejsca pojawienia się potencjalnych pęknięć kości w miejscu łączenia szwami kości o różnej grubości. W 51. sekundzie spiętrzenie występowało na styku kości czołowej z kością ciemieniową, natomiast w 56. sekundzie na styku kości ciemieniowej z kością skroniową.



Rys. 8. Rozkład naprężeń w trakcie uderzenia – spiętrzenia naprężeń (51 s; 56 s) [opracowanie własne]

Fig. 8. Stress distribution during impact – stress concentration (51 s; 56 s) [own study]

4. Podsumowanie

W przypadku zadawania ciosów energia kinetyczna narzędzia, przekazywana jest tkankom, w wyniku czego może dojść do ich uszkodzenia. Skala uszkodzeń zależy w głównej mierze od wartości energii kinetycznej uderzenia. W przypadku narzędzia o tępych krawędziach energia ta może być wystarczająca do tego, aby uszkodzić kości czaszki, o czym świadczą wyniki przeprowadzonych analiz. Na podstawie zebranych danych można zgodzić się ze stwierdzeniem, że może dojść do błędnej interpretacji wiążącej miejsce powstania uszkodzenia z miejscem przyłożenia siły. Jak widać na rysunku 8 punkt, w którym występują spiętrzenia naprężeń, przemieszczał się wraz z falą naprężenia, mogąc doprowadzić do przerwania ciągłości kości w miejscu, w którym kość jest osłabiona, na przykład w wyniku postępującej osteoporozy. Analiza numeryczna przeprowadzona na modelu pozyskanym z zastosowaniem tomografii komputerowej może być użytecznym narzędziem pozwalającym na postawienie słusznej diagnozy określającej przyczyny pojawienia się urazu [12]. Może pozwolić na określenie wartości przyłożonej energii kinetycznej, co w połączeniu z wiedzą na temat narzędzia, z którego użyciem doszło do popełnienia czynu zabronionego, pozwoli na określenie siły, z jaką musiał działać domniemany sprawca. Siła, jaka została przyłożona w trakcie analizy, była stosunkowo niska, a przerwanie powstało jedynie w miejscu jej przyłożenia. Jeśli na czaszkę zadziałałaby większa siła, można by się spodziewać pęknięć w miejscu pojawienia się spiętrzeń mimo braku patologii w strukturze kostnej.

Bibliografia

- [1] Berny, W., Rudnicki, J., Zub, W.L., „Neurotraumatologia część 2 – Urazy czaszkowo-mózgowe i twarzowo-czaszkowe”, UM Wrocław, wyd. 1., Wrocław 2014.
- [2] Bochenek, A., Reicher, M., „Budowa ogólna czaszki. Anatomia człowieka”, PZWL Warszawa, 2014. s. 99–135.
- [3] Cross, R., „Mechanics of swinging bat”, *American Journal of Physics*, Vol. 77, No. 1, s. 36–43, 2009, doi: 10.1119/1.2983146.
- [4] Deck, C., Nicolle, S., Willinger, R., „Human head FE modeling: Improvements of skull geometry and brain consistency laws”, IRCOBI Conference – Graz (Austria), wrzesień 2004.
- [5] Głowacki, J., Marek, Z., „Urazy czaszki i mózgu rozpoznawanie i opiniowanie”, KWM, Kraków 2000.
- [6] Mahinda, H.A.M., Murty, O.P., „Variability in thickness of human skull bones and sternum – an autopsy experience”, *Indian Journal of Forensic Medicine & Technology*, Vol 126, No. 2, 2019, s. 26–31.
- [7] Raszeja, S., Nasiłowski, W., Markiewicz, J., „Medycyna sądowa. Podręcznik dla studentów”, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1990.
- [8] Sąsiadek, M., Turek, T., Hendrich, B., et. al., „Diagnostyka neuroobrazowa urazów czaszkowo-mózgowych”, [W:] W. Berny, J. Rudnicki, W. L. Zub, „Urazy czaszkowo-mózgowe i twarzowo-czaszkowe”, UM Wrocław, wyd. 1., Wrocław 2014.
- [9] Sahoo, D., Deck, C., Yoganandan, N., Willinger, R., „Anisotropic composite human skull model and skull fracture validation against temporo-parietal skull fracture”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 28, 2013, s. 340–353, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.08.010.
- [10] Stopel, M., „Metodyka wyznaczania stałych dla modelu konstytutywnego i modelu uszkodzenia Johnsona-Cooka”, UTP Bydgoszcz 2020.

- [11] Teresiński, G., „O ustaleniu okoliczności urazu głowy”, *Archiwum Medycyny Sądowej i Kryminologii*, Vol. 52, No. 2, 2002, s. 65–83.
- [12] Urbaniak, A., Chrzan, R., „Zastosowanie badania tomografii komputerowej (TK) dla potrzeb medycyny sądowej”, *Przegląd lekarski*, Vol. 70, No. 5, 2013, s. 229–242.



© 2020 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).