

Evaluation of the Human Brain Mechanical Response During an Impact with a Golf Ball

Research Article

Keyvan Varmazari¹, Akbar Allahverdizadeh² , Farid Vakili-Tahami³ , Pezhman Namashiri⁴ 

 [10.22067/jacsm.2025.91927.1312](https://doi.org/10.22067/jacsm.2025.91927.1312)

Abstract--In this study, a finite element model of the human head has been developed to investigate the impact of a golf ball. Skull and brain geometries are extracted from medical images and their material models are considered to be linear elastic and viscoelastic, respectively. The ball hits the frontal area of the skull, and to evaluate the mechanical response of the brain under different boundary conditions, two types of fixed and free boundary conditions for the skull have been used. The results show that the skull boundary condition makes a significant difference in the brain's response to impact even at impact durations of 0.7 ms. In the case where the skull is fixed, extreme oscillations in the mechanical response are seen and furthermore, the stress, pressure and head acceleration increase significantly. The results of the present study can be considered as a starting point for investigating the effect of different boundary conditions in human head models and evaluating the behavior of the brain when hit by a projectile.

Keywords--Traumatic brain injury, Impact, Brain deformation, Finite element method, Computational modeling, Biomechanical analysis.

1- Introduction

APPROXIMATELY 10 million people in the world suffer from traumatic brain injury every year, and a significant number of these patients face death or may be temporarily or permanently disabled [1]. Study have shown that the possibility of golf ball collision with players or people who watch the game is common [2]. In the present study, a finite element model of human head is developed by considering the geometrical structure of the skull and brain. The stress and pressure response of the brain is evaluated when the golf ball hits the anterior area of the skull. The geometry of the brain is obtained from medical images and incorporates the bumpy surface of this tissue. Furthermore, in order to investigate the effect of different boundary conditions on the brain response, two types of simulation with free and fixed skull are performed under similar impact conditions. Thus, the effect of the type of boundary conditions in the

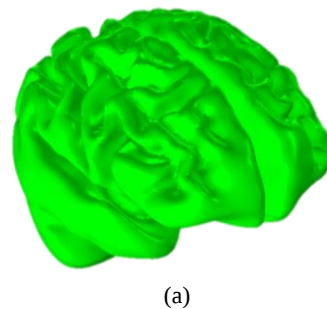
dynamics of the brain is examined.

2- Methods

In this study, the geometries of the skull and brain were reconstructed from medical images of a 45-year male subject. The brain and skull surfaces were first segmented using the Mimics software, followed by pre-processing in 3-Matic. Subsequently, the finalized models were imported into COMSOL Multiphysics for analysis. Parts (a) and (b) of Fig. 1 illustrate the geometries of the brain and skull, respectively. After constructing the brain and skull geometries, the geometrical model of the golf ball was designed according to the standard international dimensions. In part (c) of Fig. 1, the position of the ball in the final model is presented. Assuming isotropic mechanical properties for both the skull and the golf ball, they are modeled as linear elastic. In the present study, the mechanical behavior of the brain tissue is considered viscoelastic, and the relaxation shear modulus $G(t)$ is defined as follows [3]:

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})\exp(-\beta t) \quad (1)$$

where G_{∞} , G_0 and β are long-term shear modulus, short-term shear modulus, and decay factor, respectively.



* Manuscript received February 01, 2025, Revised July 29, 2025, Accepted November 25, 2025.

¹ MSc, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

² Corresponding author. Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.
Email: allahverdizadeh@tabrizu.ac.ir

³ Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

⁴ MSc, Faculty of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

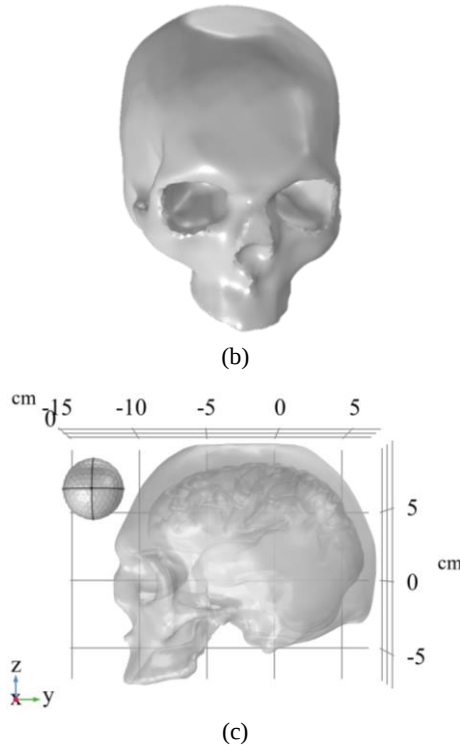


Fig. 1. (a) Brain, (b) Skull, (c) The final model of the skull, brain and golf ball.

A tie constraint was employed to define the interaction between the brain and skull, while a penalty algorithm was used to solve the contact equations. In this approach, the contact pressure T_n is expressed as a function of the penalty coefficient p_n and the gap distance between the contact surfaces g_n as:

$$T_n = -p_n g_n + p_0 \text{ if } g_n < \frac{p_0}{p_n} \quad (2)$$

here, p_0 denotes the contact pressure at the initial collision interface, corresponding to the condition where no gap exists between the contacting surfaces.

3- Results and discussion

The initial impact of the golf ball with the skull occurred at 0.5 ms, and the contact persisted until 1.2 ms. The stress responses of the brain in the coup and contrecoup regions are presented in Fig. 2. In the coup region, during the collision between the ball and the skull, the tissue exhibited nearly similar behavior under both boundary conditions. Over time, when the skull was modeled as free, the stress decreased abruptly, followed by the arrival of a secondary stress wave in the coup region, leading to another increase in stress. However, Under the fixed boundary condition, the brain experienced pronounced oscillations, indicating that, after the impact, the head was unable to move freely and the energy generated by the collision remained confined within the brain tissue. The maximum von Mises stress generated in the models of this study was related to fixed boundary condition for the skull.

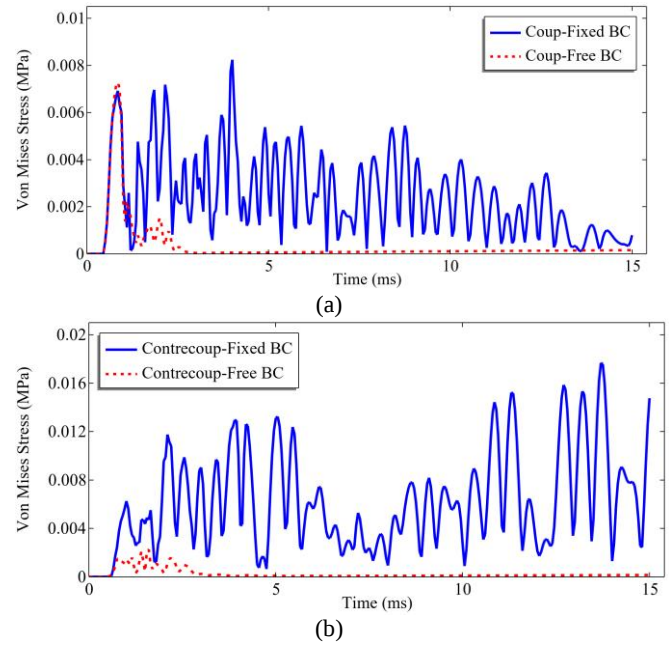


Fig. 2. Brain tissue stress under fixed and free boundary conditions for the skull. (a) Coup, (b) Contrecoup.

The intracranial pressure response of the brain during collision with the golf ball under free and fixed skull boundary conditions is shown in Fig. 3. During the initial contact between the golf ball and the skull surface, positive pressures ranging from 0.1 to 2.2 MPa were observed in the coup region, while other regions experienced pressures between 0 and -0.1 MPa. This positive pressure results from the energy transmitted from the golf ball to the skull and brain tissue during the impact. Over time, this energy wave propagated through the brain tissue, reaching the central region of the brain within 0.8 ms. A previous study reported brain injury criteria of 0.05639 to 0.06712 MPa and -0.04614 to -0.05827 MPa for intracranial pressure in the coup and contrecoup regions, respectively, corresponding to a 25–75% probability of brain damage [4]. In the present study, the brain pressure ranged from -0.4 to 0.5 MPa, exceeding these reported thresholds and suggesting that impact by a golf ball can potentially cause brain injury.

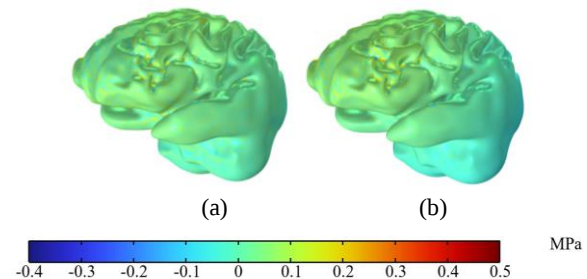


Fig. 3. Intracranial pressure at time of 0.8 ms during impact with the golf ball. (a) Fixed skull, (b) Free skull.

4- Conclusion

In the present study, a finite element model of the human head was developed to investigate the effects of golf ball

impact and to evaluate the resulting stress and intracranial pressure responses under free and fixed boundary conditions of the skull. When the skull was fixed, strong oscillations were observed in both stress and pressure responses. The maximum stress generated in the skull during impact was 9 MPa, which is substantially lower than the von Mises stress fracture threshold of 75 MPa reported in previous studies. Furthermore, the maximum von Mises stresses in the brain tissue were obtained under the fixed-skull condition, with values of 0.009 and 0.018 MPa in the coup and contrecoup regions, respectively. These values exceed the reported thresholds of 0.0084 and 0.0078 MPa, indicating that the stresses induced in the coup and contrecoup regions during golf ball impact are sufficient to cause brain injury.

5- References .

- [1] A. I. Maas, D. K. Menon, G. T. Manley, M. Abrams, et al., "Traumatic brain injury: progress and challenges in prevention, clinical care, and research," *The Lancet Neurology*, vol. 21, no. 11, pp. 1004-1060, (2022). [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(22\)00309-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(22)00309-X).
 - [2] M. E. Bait, "Golfing injuries: an overview," *Sports Medicine*, vol. 16, no. 1, pp. 64-71, (1993). <https://doi.org/10.2165/00007256-199316010-00006>.
 - [3] H. Li, R.-J. Lu, P. Wu, Y. Yuan, et al., "Numerical simulation and analysis of midfacial impacts and traumatic brain injuries," *Annals of translational medicine*, vol. 9, no. 6, p. 459, (2021). <https://doi.org/10.21037/atm-21-134>.
 - [4] J. G. Beckwith, W. Zhao, S. Ji, A. G. Ajamil, et al., "Estimated brain tissue response following impacts associated with and without diagnosed concussion," *Annals of biomedical engineering*, vol. 46, no. 6, pp. 819-830, (2018). <https://doi.org/10.1007/s10439-018-1999-5>.
-



ارزیابی پاسخ مکانیکی مغز انسان در هنگام برخورد با توپ گلف*

مقاله پژوهشی

پژمان نمه شیرینی^(۴)فرید وکیلی تهامی^(۳)اکبر اللهوردی زاده^(۲)کیوان ورمزیاری^(۱)

doi 10.22067/jacsm.2025.91927.1312

چکیده در این پژوهش یک مدل المان محدود از سر انسان برای بررسی اثر برخورد توپ گلف توسعه داده شده است. هندسه‌های مجسمه و مغز از تصاویر پزشکی استخراج و مدل مادی هر یک به ترتیب به صورت الاستیک خطی و ویسکوالاستیک در نظر گرفته شده‌اند. برخورد توپ به ناحیه جلویی مجسمه صورت می‌گیرد و برای ارزیابی پاسخ مکانیکی مغز تحت شرایط مرزی مختلف، از دو نوع شرط مرزی مقید و آزاد برای مجسمه استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهند که نوع شرط مرزی مجسمه، حتی در مدت زمان برخورد ۰/۷ میلی‌ثانیه، تفاوت قابل توجهی در پاسخ مغز به ضربه ایجاد می‌کند. در حالتی که مجسمه مقید شده است، نوسانات شدیدی در پاسخ مکانیکی دیده می‌شود و علاوه بر آن، تنش، فشار و شتاب سر به طور چشم‌گیری افزایش پیدا می‌کنند. نتایج پژوهش حاضر می‌تواند به عنوان نقطه شروعی برای بررسی اثر شرایط مرزی مختلف در مدل‌های سر انسان و ارزیابی رفتار مغز در برخوردها با پرتابه‌ها در نظر گرفته شود.

واژه‌های کلیدی ضربه مغزی، ضربه، تغییر شکل مغز، روش المان محدود، مدل‌سازی محاسباتی، تحلیل بیومکانیکی.

مقدمه

نظر گرفتند و مدل‌های اخیر نیز تلاش کردند که سازوکار مولکولی ناشی از ضربه به بافت مغز را در شبیه‌سازی لحاظ کنند [5].

تحقیقات نشان داده است که احتمال برخورد توپ گلف به بازیکنان و یا افرادی که بازی را تماشا می‌کنند رایج است [6]. علاوه بر این، آسیب ناشی از برخورد توپ گلف یکی از مهم‌ترین علل آسیب سر در ضربات مرتبط با ورزش است [7]. این ضربات می‌تواند باعث ایجاد آسیب‌های جبران‌ناپذیر و یا مرگ و میر بازیکنان یا تماشاگران در زمین‌های گلف شود [8]. واتانابه و همکاران [9] برخورد یک توپ گلف با سرعت بالا را به سر یک مرد ۵۰ ساله گزارش دادند که آسیب مورد نظر باعث بیهوشی فوری شخص و در نهایت منجر به مرگ شده بود. مک‌گرگور [10] به بررسی احتمال و شدت آسیب سر کودکان ۳ تا ۱۳ ساله

مدل‌سازی محاسباتی در تحقیقات مختلف نشان داده است که می‌تواند فهم ما را از پدیده‌های پیچیده مربوط به بافت‌های بیولوژیکی گسترش دهد [1,2]. ضربه مغزی یا ترومای آسیب مغز یک مشکل حاد در جهان می‌باشد. هر ساله تقریباً ۱۰ میلیون نفر در جهان از ضربه مغزی رنج می‌برند و تعداد قابل توجهی از این بیماران با مرگ روبه‌رو می‌شوند و یا ممکن است به طور موقت یا دائم دچار ناتوانی شوند [3]. علاوه بر این، تحقیقات نشان داده است که ضربه مغزی با بیماری‌هایی همانند آلزایمر، پارکینسون، التهاب عصبی مزمن و سایر بیماری‌ها مرتبط است [3,4]. مدل‌های بیومکانیکی قابل توجهی بر روی ضربه مغزی کار کردند. مدل‌های اولیه عمدتاً هندسه و ساختار مغز را ساده در

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۳/۱۱/۱۳ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۴/۸/۴ می‌باشد.

(۱) دانش آموخته کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۲) نویسنده مسئول، دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۳) دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

(۴) دانش آموخته کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

لی و همکاران [17] به بررسی بیومکانیک ضربه برای بهبود محافظت در مقابل آسیب ضربه به فک و صورت پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که یک رابطه خطی بین شدت ضربه مغزی و انرژی برخورد وجود دارد. پرکینس و همکاران [18] یک مدل المان محدود را برای بررسی بیومکانیک ضربه توپ فوتبال در دو حالت اطلاع و عدم اطلاع ورزشکار از برخورد توسعه دادند. نتایج نشان داد که مقدار آسیب از کم به زیاد به ترتیب در نواحی پشتی، جداری و قدامی مغز رخ می‌دهد. پاوان و همکاران [19] با به‌کارگیری سه نوع هندسه متفاوت، دینامیک بافت مغز در ضربه را بررسی کردند. آن‌ها نشان دادند که اختلاف پاسخ مکانیکی بافت مغز در هنگام شرایط ضربه یکسان، برای هندسه‌هایی که تفاوت جزئی با یکدیگر دارند ناچیز می‌شود. کارمو و همکاران [20] یک مدل المان محدود سر را توسعه دادند که از تصاویر پزشکی زن ۶۵ ساله استخراج شده بود. مدل آن‌ها توانایی پیش‌بینی آسیب سر در اثر اعمال شتاب‌های مختلف را از خود نشان داد. آن‌ها بیان کردند که چگونه ضربات پی‌درپی به سر می‌تواند باعث ایجاد آسیب عصبی نوروهای مغزی شود. به تازگی، ضرغامی و همکاران [21] با بررسی اثر ضربه توپ فوتبال در برخوردهای قدامی و جانبی مغز مدلی ارائه دادند که فقط شامل ساختار هندسی بافت مغز می‌باشد. آن‌ها نشان دادند که در ضربات جانبی، مغز دچار آسیب شدیدتری می‌شود و در این نوع از ضربه‌ها فشار مغز با سرعت بیشتری گسترش می‌یابد. در پژوهش حاضر یک مدل المان محدود سر انسان با لحاظ کردن ساختار هندسی مجسمه و مغز توسعه داده می‌شود که پاسخ تنش و فشار مغز در هنگام برخورد توپ گلف با ناحیه قدامی سر مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. بخش عمده تحقیقات پیشین سطوح مغز را به صورت صاف در نظر گرفتند [12] و [15-18]. هندسه بافت مغز مورد استفاده در این پژوهش از تصاویر پزشکی استخراج شده است و شامل برآمدگی‌ها و تورفتگی‌های سطح بیرونی است. علاوه بر این، به منظور بررسی اثر شرایط مرزی متفاوت بر روی پاسخ مغز، دو نوع شبیه‌سازی با شرایط مرزی آزاد و مقید انجام می‌گیرد که شرایط برخورد توپ گلف در هر دو حالت یکسان است. بدین ترتیب اثر نوع شرایط مرزی در پاسخ دینامیک مغز بررسی می‌شود.

مواد و روش‌ها

ساختارهای هندسی مدل

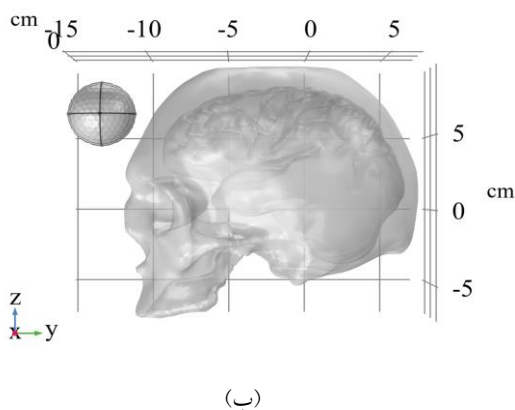
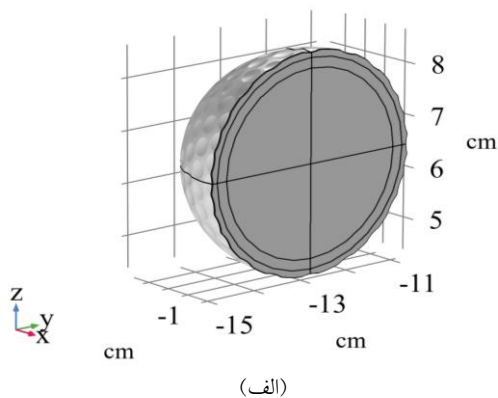
در این تحقیق هندسه‌های مجسمه و مغز از تصاویر پزشکی یک

بر اثر چوب یا توپ گلف پرداخت. او گزارش داد که برخورد توپ گلف آسیب جبران‌ناپذیری به سر وارد می‌کند و برای برخی آسیب‌ها استفاده از بخیه برای درمان لازم بوده است. بنابراین، بررسی آسیب ناشی از ضربه توپ گلف به سر انسان، می‌تواند شناخت ما را از سازوکار آسیب مغزی ناشی از برخورد افزایش دهد.

ناهوم و همکاران [11] دو سری آزمایش تجربی بر روی سر جسد انسان انجام دادند و فشار مغز را اندازه‌گیری کردند. لی و همکاران [12] با استفاده از روش المان محدود، رفتار کلاه جنگی و بیومکانیک سر را در اثر ضربه مورد بررسی قرار دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که استفاده از پدهای فوم نرم‌تر محافظت بهتری را برای سر ایجاد می‌کند. همچنین، شبیه‌سازی‌ها نشان داد که افزایش ضخامت کلاه‌های جنگی احتمال آسیب را کاهش می‌دهد. آتسومی و همکاران [13] یک مدل المان محدود برای پیش‌بینی ضربه مغزی ارائه دادند که در آن آناتومی قسمت‌های عمقی و داخلی بافت مغز طراحی شده بود و پاسخ وابسته به نرخ بافت مغز را در شبیه‌سازی گنجانده‌اند. نتایج آن‌ها نشان داد که تفاوت در نواحی مختلف هندسه بر روی تمرکز کرنش بافت اثر می‌گذارد و تفاوت در مدل‌های مادی اثر خود را بر روی مقدار بیشینه کرنش نشان می‌دهد.

میلر و همکاران [14] به ارزیابی پاسخ محلی مغز به ضربات سر در فوتبال جوانان پرداختند که هندسه بافت مغز را به صورت دقیقی استخراج و از روش المان محدود استفاده کردند. آن‌ها ساختار هندسی مجسمه را به صورت سطوح صافی در نظر گرفتند. نتایج آن‌ها نشان داد که جهت ضربه و محور چرخش سر در ارزیابی آسیب ضربه مغزی تأثیر به‌سزایی دارد. حسن و همکاران [15] برای مدل‌سازی پاسخ مغز در هنگام اعمال نیرو به قسمت قدامی سر، یک مدل المان محدود سه‌بعدی را توسعه دادند و ساختارهای مغز، مایع مغزی - نخاعی و مجسمه را در شبیه‌سازی لحاظ کردند. آن‌ها اثر شرایط مرزی مختلف را برای ناحیه اتصال مجسمه به گردن بررسی کردند و نشان دادند که مقید کردن ناحیه اتصال مجسمه به گردن به عنوان شرایط مرزی، حجم محاسبات را به طور قابل توجهی کاهش می‌دهد و برای ساده‌سازی مدل می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. فرید و همکاران [16] یک مدل المان محدود سه‌بعدی را برای بررسی بیومکانیک آسیب سر انسان در اثر ضربه توپ گلف و انفجار ارائه دادند. آن‌ها با هدف ارائه یک محدوده کلی برای نرخ‌های کرنش و شتاب سر در ضربه و انفجار شبیه‌سازی‌های انجام دادند.

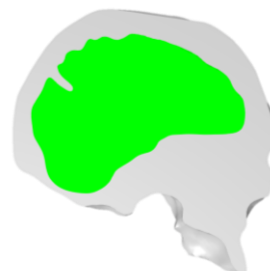
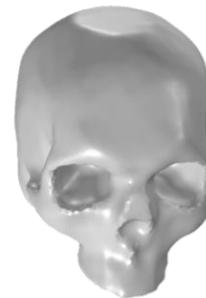
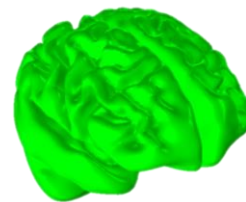
بعد از تهیه هندسه‌های مغز و جمجمه، ساختار هندسی توپ گلف بر اساس قوانین بین‌المللی این ورزش طراحی شد [23]. قطر توپ برابر $42/67$ میلی‌متر در نظر گرفته شد که شامل سه لایه درونی، میانی و بیرونی بود. قطر هر لایه به ترتیب برابر با $34/67$ ، 6 و 2 میلی‌متر فرض شد. برش مقطعی از توپ گلف در قسمت (الف) (شکل ۲) نمایش داده شده است. در قسمت (ب) شکل مذکور محل قرارگیری توپ و مدل نهایی مغز و جمجمه نمایش داده شده است.



شکل ۲ (الف) مدل هندسی توپ گلف، (ب) مدل نهایی جمجمه، مغز و توپ گلف

در حالت فیزیولوژیکی، جدار داخلی جمجمه ضخامت زیادی ندارد اما به دلیل آنکه در این پژوهش سایر لایه‌ها و ساختارهای هندسی سر انسان لحاظ نشده بود، جدار داخلی جمجمه ضخیم‌تر شده است. دلیل عدم گنجاندن مایع مغزی - نخاعی و سایر لایه‌ها، مربوط به کیفیت تصاویری است که هندسه‌ها از آن‌ها استخراج شده است. به دلیل کنتراست پایین تصاویر، امکان انجام فرایند ماسک زدن مایع مغزی - نخاعی یا

مرد سالم ۴۵ ساله استخراج شدند. ابتدا سطوح بافت مغز و جمجمه در نرم‌افزار Mimics مشخص شدند، سپس در نرم‌افزار 3-Matic فرایند پیش‌پردازش بر روی آن‌ها صورت گرفت و در نهایت، مدل‌ها در COMSOL فراخوانی شدند. قسمت‌های (الف) و (ب) در شکل ۱) به ترتیب هندسه‌های بافت مغز و جمجمه را نشان می‌دهند و در قسمت (پ) برشی از مدل قرار داده شده است تا محل قرارگیری مغز در داخل جمجمه مشخص باشد. به دلیل عدم دسترسی به تصاویر پزشکی با کیفیت، استخراج نواحی دیگر سر شامل مایع مغزی - نخاعی یا سایر لایه‌های سخت شامه و نرم شامه ممکن نبود. تهیه این نواحی نیازمند دسترسی به نوعی از تصاویر پزشکی می‌باشد که برش‌های مقطعی با تعداد بالایی را ارائه می‌دهند و از طرفی کنتراست تصاویر نیز به اندازه‌ای باشد که پیکسل‌های هر لایه به خوبی از یکدیگر متمایز شوند [22].



شکل ۱ (الف) ساختار هندسی مغز، (ب) مدل هندسی جمجمه، (پ) برش عرضی مدل شامل مغز و جمجمه

$$\vartheta = \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (2)$$

که پارامترهای مربوط به هر کدام از اجزای مدل در جدول (۱) قرار داده شده است.

تحقیقات مختلف نشان دادند که بافت مغز خاصیتی ویسکوالاستیک دارد و رفتار آن وابسته به نرخ تغییر شکل است [27,28]. به همین دلیل در پژوهش حاضر نیز خاصیت ویسکوالاستیک بافت مغز گنجانده شده است و مدول برشی آسودگی $G(t)$ به صورت رابطه (۳) تعریف می‌گردد [17]:

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \exp(-\beta t) \quad (3)$$

که در آن G_0 ، G_{∞} و β به ترتیب مدول برشی بلند مدت، مدول برشی کوتاه مدت و ضریب تحلیل هستند که مقادیر آن‌ها به ترتیب برابر با $0/168$ مگاپاسکال، $0/528$ مگاپاسکال و 35 یک بر ثانیه (s^{-1}) اتخاذ شده است [15].

جدول ۱ مقادیر پارامترهای مدول یانگ و ضریب پوواسون بافت مغز، جمجمه و لایه‌های متفاوت توپ گلف [15,29]

پارامتر	مقدار	واحد	توضیحات
E_{brain}	۵/۰۴	MPa	مدول الاستیک بافت مغز
ν_{brain}	۰/۴۹۹۶	-	ضریب پوواسون بافت مغز
ρ_{brain}	۱۰۴۰	$kg\ m^{-3}$	چگالی بافت مغز
E_{skull}	۶۵۰۰	MPa	مدول الاستیک جمجمه
ν_{skull}	۰/۲	-	ضریب پوواسون جمجمه
ρ_{skull}	۲۰۷۰	$kg\ m^{-3}$	چگالی جمجمه
$E_{\text{ball-ol}}$	۳۵۰	MPa	مدول الاستیک لایه بیرونی توپ
$\nu_{\text{ball-ol}}$	۰/۴۵	-	ضریب پوواسون لایه بیرونی توپ
$\rho_{\text{ball-ol}}$	۹۵۰	$kg\ m^{-3}$	چگالی لایه بیرونی توپ
$E_{\text{ball-ml}}$	۳۰	MPa	مدول الاستیک لایه میانی توپ
$\nu_{\text{ball-ml}}$	۰/۴۹	-	ضریب پوواسون لایه میانی توپ
$\rho_{\text{ball-ml}}$	۱۱۵۰	$kg\ m^{-3}$	چگالی لایه میانی توپ
$E_{\text{ball-il}}$	۵۰	MPa	مدول الاستیک لایه درونی توپ
$\nu_{\text{ball-il}}$	۰/۴۹	-	ضریب پوواسون لایه درونی توپ
$\rho_{\text{ball-il}}$	۱۱۵۰	$kg\ m^{-3}$	چگالی لایه درونی توپ

ماده خاکستری و سفید مغز مقدور نبود. برای آنکه بتوان این نواحی را از تصاویر استخراج کرد، لازم است تصاویر با کیفیت و اسلایدهایی با ضخامت کم تهیه شود [22]. برخی پژوهش‌های دیگر نیز از گنجاندن مایع مغزی - نخاعی صرف نظر کردند. به عنوان مثال روان و همکاران [24] در پژوهشی سه مدل از سر را مورد بررسی قرار دادند که در مدل اول یک لایه کروی از جمجمه، پر شده با سیال غیر لزج، استفاده شده بود. در مدل دوم ۵۰ درصد از سر مدل شده بود و تمامی محتوای داخلی جمجمه را به صورت یک ماده غیر لزج توصیف کردند که شامل مایع مغزی - نخاعی نبود. در مدل سوم نیز اثرات مایع مغزی - نخاعی را مورد ارزیابی قرار داده بودند. عدم گنجاندن مایع مغزی - نخاعی در پژوهش حاضر می‌تواند پاسخ ضربه را تحت تاثیر قرار داده و منجر به تولید رفتار نوسانی در مغز شده باشد. علاوه بر این، مدل مغز باید دستکم شامل ماده خاکستری و سفید باشد زیرا در سازوکار آسیب مغزی و در رفتار مکانیکی و پاسخ به ضربه نقش مهمی را بازی می‌کنند [25]. در نظر نگرفتن ساختارهای مایع مغزی - نخاعی، ماده خاکستری و سفید مغز از محدودیت‌های این پژوهش هستند که به دلیل کاهش حجم محاسبات و عدم دسترسی به تصاویر با کیفیت می‌باشد. با گنجاندن این ساختارها لازم بود تا مدل‌های مادی مربوط نیز تعریف شوند و ترکیب این اجزا موجب افزایش حجم محاسبات و پیچیدگی مدل می‌شد. از آنجایی که هدف پژوهش توسعه چهارچوبی برای مدل المان محدود سر انسان با پیاده‌سازی سراسر بود، از گنجاندن سایر ساختارها صرف نظر شد. برخی از تحقیقات پیشین نیز ماده خاکستری و سفید را برای ساده‌سازی در مدل لحاظ نکردند [17,21].

توصیف خواص مکانیکی و فرمول‌بندی مدل

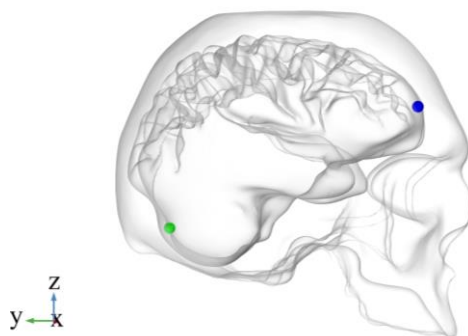
با فرض همسانگرد بودن خواص مکانیکی بافت مغز، جمجمه و توپ گلف و توصیف آن‌ها با استفاده از مدول یانگ E و ضریب پوواسون ν ، تانسور الاستیسیته $\mathbb{C}$ می‌تواند توسط روابط (۱) و (۲) تعریف شود [26]:

$$\mathbb{C} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \times \vartheta \quad (1)$$

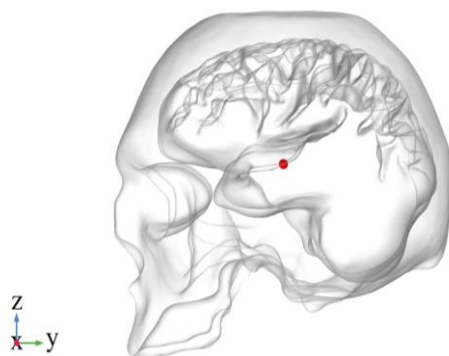
وون مایزس، فشار مغز و اندازه شتاب به منظور ارزیابی پاسخ حجمه و مغز در اثر ضربه با توپ گلف استفاده می‌شود. محل استخراج نتایج مربوط به تنش وون مایزس و فشار مغز نواحی برخورد و مقابل برخورد در قسمت (الف) شکل ۳) نشان داده شده است. نتایج شتاب برای نقطه‌ای در مرکز جرم مجموع مغز و حجمه استخراج گردید [15]. محل مذکور در قسمت (ب) شکل ۳) نمایش داده شده است. موقعیت مرکز جرم r_{cm} توسط COMSOL و با استفاده از رابطه (۵) محاسبه گردید [34]:

$$r_{cm} = \frac{\int_{\Omega} \rho(r)r dV}{\int_{\Omega} \rho(r) dV} \quad (5)$$

که در آن Ω ، $r=(x,y,z)$ و $\rho(r)$ به ترتیب مجموع حجم حجمه و مغز، بردار موقعیت و توزیع چگالی در مدل هستند.



(الف)



(ب)

شکل ۳ (الف) تعریف نقاطی در نواحی برخورد (آبی) و مقابل برخورد (سبز) برای استخراج نتایج تنش و فشار مغز، (ب) تعیین نقطه‌ای در مرکز جرم مجموع مغز و حجمه برای محاسبه تغییرات اندازه شتاب

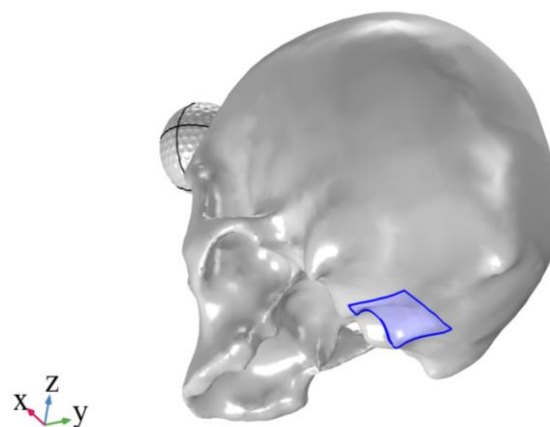
از آنجایی که در شبیه‌سازی برخورد، توپ گلف و حجمه با یکدیگر تماس پیدا می‌کنند، توصیف شرایط تماسی مسئله در ادامه بیان می‌گردد. برای حل روابط تماس از الگوریتم پنالتی استفاده شده است که این روش به طور مرسوم در شبیه‌سازی‌های ضربه مورد استفاده قرار گرفته است زیرا علاوه بر سر راست بودن پیاده‌سازی آن، روش حل قدرتمندی را ارائه می‌دهد که از منظر محاسباتی مقرون به صرفه است [3,20,30-31]. تحقیقات پیشین عمدتاً از دو نوع شرط تماسی تای و لغزش محدود برای توصیف تماس بین مغز و حجمه استفاده کردند [32]. گاپوله [33] نشان داد که استفاده از شرط تماسی تای منجر به دستیابی به نتایجی مشابه داده‌های تجربی می‌شود و به همین دلیل در این پژوهش نیز تماس بین مغز و حجمه از نوع تای در نظر گرفته می‌شود. از آنجایی که از الگوریتم پنالتی برای حل روابط تماس استفاده می‌شود، فشار تماس T_n به وسیله ضریب پنالتی p_n و فاصله بین سطوح تماسی g_n مطابق رابطه (۴) محاسبه می‌گردد [34]:

$$T_n = -p_n g_n + p_0 \text{ if } g_n < \frac{p_0}{p_n} \quad (4)$$

که در آن، p_0 فشار تماس در لحظه‌ای است که بین سطوح تماسی برخورد اولیه صورت می‌گیرد و فاصله‌ای بین آن‌ها باقی نمی‌ماند. مدل هندسی فقط شامل مغز و حجمه بوده و بافت پوست در آن گنجانده نشده است که این رویکرد برای ساده‌سازی مسئله بوده و در تحقیقات پیشین نیز اتخاذ شده است [35,36]. بنابراین، تماس سطح به سطح تعریف شده در مدل بین سطح توپ گلف با سطح حجمه در قسمت پیشانی می‌باشد. از آنجایی که برخورد توپ گلف با سرعت قابل توجهی صورت می‌گیرد و به محض برخورد از حجمه جدا می‌شود، اصطکاک بین توپ و حجمه نقشی حیاتی را در آسیب مغزی بازی نمی‌کند. علاوه بر این در هنگام برخورد، به دلیل نرم بودن توپ گلف، احتمال به وجود آمدن فرایند ساییدگی سطوح بسیار پایین است و توپ گلف در اثر خاصیت صلب حجمه دچار فرورفتگی می‌شود. بر این اساس، تماس بین توپ گلف و ناحیه‌ای از حجمه که توپ با آن برخورد می‌کند، مطابق با پژوهش‌های پیشین بدون اصطکاک در نظر گرفته می‌شود [16,29]. در این پژوهش از سه کمیت تنش

فرایند شبیه‌سازی

به منظور تحلیل پاسخ تنش و فشار مغز در اثر ضربه با توپ گلف، دو نوع شبیه‌سازی با شرایط مرزی مختلف انجام شد. شکل ۴ ناحیه‌ای که جابه‌جایی آن در تمامی جهت‌های سیستم مختصات مقید گردیده است را نشان می‌دهد. این نوع از شرط مرزی و ناحیه‌ی مقید شده در تحقیقات پیشین نیز استفاده شده است [15-16,32]. در حالت دوم شبیه‌سازی، مجموعه تحت هیچ قیدی قرار نمی‌گیرد و جابه‌جایی آن آزاد در نظر گرفته می‌شود. این شرط مرزی نیز در بسیاری از مدل‌سازی‌های آسیب ضربه مغزی استفاده شده است [19-20,22]. شایان ذکر است که در بیشتر تحقیقاتی که نتایج را با داده‌های تجربی مقایسه کرده‌اند، از شرط مرزی آزاد استفاده کردند زیرا بخش عمده‌ی داده‌های تجربی از مجموعه جسد انسان استخراج می‌شوند و در این حالت، عضلات گردنی فعال نیستند و مجموعه به آسانی تحت جابه‌جایی قرار می‌گیرد [11]. در نهایت، نتایج دو شبیه‌سازی با یکدیگر مقایسه می‌شوند و اثر ناشی از شرایط مرزی متفاوت مورد تحلیل قرار می‌گیرد.



شکل ۴ مقید کردن ناحیه زیرین مجموعه در راستای تمامی جهت‌های مختصات در شبیه‌سازی مجموعه مقید

ثانیه را در توپ گلف دارند [29]. سرعت اولیه انتخاب شده برای توپ گلف در پژوهش حاضر ۲۰ متر بر ثانیه است. جهت برخورد توپ نیز به ناحیه پیشانی مجموعه در جهت y سیستم مختصات است.

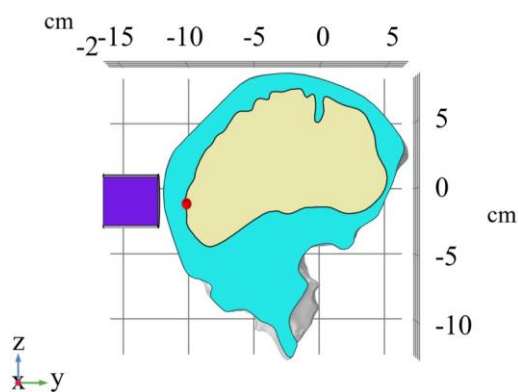
برای حل مدل از نسخه ۶/۲ نرم‌افزار COMSOL، حلگر خطی پارادیسو و روش خودکار میرایی نیوتن استفاده می‌شود که در هر گام، فرمول‌بندی به طور همزمان حل می‌گردد. از آنجایی که تحلیل مدل دینامیکی است، از رویکرد دیفرانسیلی رو به عقب با مرتبه دوم استفاده شده است. مدت زمان شبیه‌سازی ۱۵ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است [11,15-16]. به منظور افزایش سرعت حل از رویکرد گام زمانی تطبیقی استفاده شده که در این روش زمانی که سطوح به یکدیگر برخورد می‌کنند و تماس وجود دارد، گام زمانی بسیار کوچک به کار گرفته می‌شود و در حالتی که تماس بین سطوح منبع و مقصد خاتمه یافته است، گام زمانی افزایش پیدا می‌کند. در این روش ممکن است حلگر تا حدی گام زمانی را بالا ببرد که منجر به واگرایی مسئله شود و به همین دلیل، بیشینه گام زمانی اتخاذ شده توسط حلگر بر روی ۰/۱ میلی‌ثانیه تنظیم شده است [37]. گام زمانی استخراج نتایج نیز ۰/۰۵ میلی‌ثانیه است.

به دلیل محدودیت در دسترسی به سیستم محاسباتی مناسب، همگرایی شبکه‌بندی مدل مورد مطالعه قرار نگرفت. با این حال، از تعداد ۸۹۴۹۹۱ المان برای شبکه‌بندی مجموعه و مغز استفاده شد که بیشتر از تعداد المان‌های برخی تحقیقات پیشین بود [17]. المان مورد استفاده از نوع چهاروجهی مرتبه دوم لاگرانژی بود تا بتواند به خوبی سطح ناهموار مغز و مجموعه را پوشش دهد، علاوه بر این، در پژوهش‌های پیشین نیز مورد استفاده قرار گرفته است [21,35]. مجموع تعداد المان‌های کل مدل ۹۱۷۱۰۰ عدد بود که متوسط طول بلندترین لبه المان هر کدام از اجزای مغز، مجموعه و توپ گلف به ترتیب برابر با ۰/۵۴، ۰/۶۱ و ۰/۴۹ سانتی‌متر بود. شبکه‌بندی بخش‌های مختلف مدل در شکل ۵ نمایش داده شده است.

سرعت توپ گلف می‌تواند با توجه سطح بازیکن و نوع زمینی که در آن بازی انجام می‌شود، متفاوت باشد. به طور میانگین سرعت اولیه آن در محدوده ۲۰ متر بر ثانیه قرار دارد و برخی بازیکنان حرفه‌ای نیز توانایی ایجاد سرعت اولیه ۶۰ متر بر

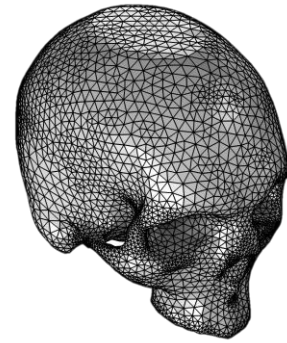
محور x به صورت پاد ساعتگرد تحت چرخش قرار گرفته است. شرط مرزی آزاد بودن جابه‌جایی که متناسب با شرایط سر جسد انسان است، استفاده می‌شود.

ناهوم و همکاران [11] در هنگام اعمال ضربه، فشار را در چندین قسمت مغز اندازه گرفتند. یکی از این اندازه‌گیری‌ها در قسمت قدامی سر، در سطح مایع مغزی - نخاعی و زیر ناحیه‌ای که برخورد جسم با سر صورت می‌گرفت، انجام شد. این اندازه‌گیری مربوط به ناحیه برخورد است که برای اعتبارسنجی این پژوهش مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجایی که مایع مغزی - نخاعی در مدل این پژوهش لحاظ نشده است، استخراج فشار مغزی در سطح بافت مغز و در زیر ناحیه‌ای که جسم استوانه‌ای با سر برخورد می‌کند، صورت می‌گیرد. این نقطه در شکل (۶) مشخص شده است.

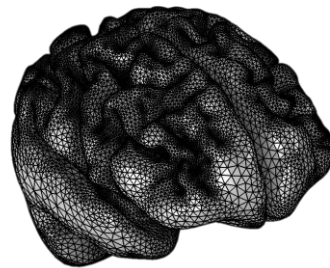


شکل ۶ نحوه قرارگیری اجزای مختلف مدل شامل جمجمه، مغز و استوانه در فرایند اعتبارسنجی. نقطه قرمز رنگ محل استخراج فشار جهت اعتبارسنجی را نشان می‌دهد

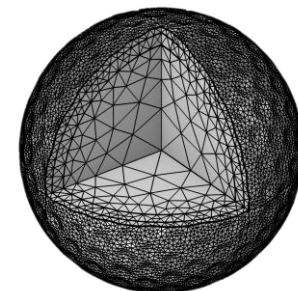
نتایج اعتبارسنجی فشار مغز برای ناحیه برخورد در شکل (۷) قرار داده شده است. نتایج با داده‌های تجربی تطابق مناسبی از خود نشان می‌دهد و اختلاف اندک بین آن‌ها می‌تواند به دلیل نبود سایر قسمت‌های مغز شامل مایع مغزی - نخاعی، سخت شامه، نرم شامه و بصل النخاع باشد. در واقع تحقیقات نشان داده است که ساختار مایع مغزی - نخاعی همانند جذب‌کننده ضربه عمل می‌کند [38]. از آنجایی که این ناحیه در مدل پژوهش حاضر وجود ندارد، فشار اندکی بیشتر از مقادیر تجربی ظاهر شد. با این حال، مدل رفتار سرتاسری مشابهی با داده‌های تجربی نشان می‌دهد.



(الف)



(ب)



(پ)

شکل ۵ شبکه‌بندی بخش‌های مختلف مدل. (الف) جمجمه، (ب) مغز، (پ) توپ گلف

اعتبارسنجی

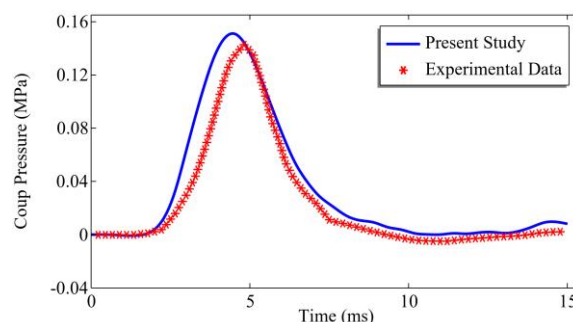
برای اعتبارسنجی شرایط یکی از آزمایش‌های تجربی ناهوم و همکاران [11] شبیه‌سازی شده است. آن‌ها یک جسم استوانه‌ای با قطر ۴ سانتی‌متر و جرم ۵/۲۳ کیلوگرم و سرعت اولیه ۶/۳۳ متر بر ثانیه را به پیشانی جمجمه برخورد دادند. در این آزمایش، سر جسد در زاویه ۴۵ درجه‌ای نسبت به محور عمودی قرار داشت. شرایط مذکور برای اعتبارسنجی بازسازی شده است و در شکل (۶) نحوه قرارگیری مدل نمایش داده شده است. جمجمه و مغز نسبت به حالت اصلی پژوهش به اندازه ۴۵ درجه نسبت به

شبیه‌سازی دارد اما نواحی زیرین مجموعه شامل فک و استخوان‌های چشم تنش بیشتری را در هنگام استفاده از شرط مرزی مقید تجربه کرده است. این نتایج نشان می‌دهند که حتی در حالتی که مدت زمان برخورد توپ گلف به سر 0.7 میلی‌ثانیه باشد، دو شرط مرزی مختلف موجب توزیع تنش متفاوتی در مجموعه می‌شوند.

مکله‌نی و همکاران [40] مقدار میانگین تنش وون مایزس 75 مگاپاسکال را برای شکستگی استخوان مجموعه در آزمایش‌های خود گزارش دادند. اخیراً در پژوهشی که بر روی ضربه به سر کودکان در اثر افتادن تمرکز داشتند، مقادیر میانگین $33/893$ و $54/056$ مگاپاسکال را برای تنش وون مایزس به ترتیب با احتمال 50 و 95 درصد شکستگی مجموعه گزارش دادند [41]. بیشینه تنش به وجود آمده در مجموعه هنگام ضربه در پژوهش حاضر برابر با 9 مگاپاسکال بود. این مقدار، از داده‌های تجربی گزارش شده به مراتب کمتر است و نشان می‌دهد که اصابت توپ گلف با سرعت 20 متر بر ثانیه موجب شکستگی و آسیب جبران‌ناپذیر به مجموعه نمی‌شود.

نتایج مربوط به پاسخ تنش وون مایزس بافت مغز برای نقاط برخورد و مقابل برخورد قسمت (الف) (شکل ۳) در شکل ۹) نشان داده شده است. در ناحیه برخورد و در هنگام برخورد توپ و مجموعه، برای هر دو حالت شرایط مرزی، بافت تقریباً رفتار مشابهی را از خود نمایش داده است. با گذشت زمان، در حالتی که مجموعه آزاد در نظر گرفته شده است، تنش به طور ناگهانی کاهش پیدا کرده است و سپس موج دوم تنش به نقطه ناحیه برخورد قسمت (الف) (شکل ۳) رسیده و بار دیگر تنش افزایش یافته است. در نهایت تنش کاهش یافته و به مقدار صفر نزدیک گشته است.

در حالتی که از شرط مرزی مقید برای مجموعه استفاده شده است، مغز تحت نوسانات شدید قرار گرفته. همین امر نشان می‌دهد که بعد از برخورد توپ به مجموعه، سر نتوانسته است آزادانه حرکت کند و انرژی ناشی از برخورد در بافت مغز حبس شده است و موج‌های متفاوتی از تنش را در بافت به وجود آورده است.



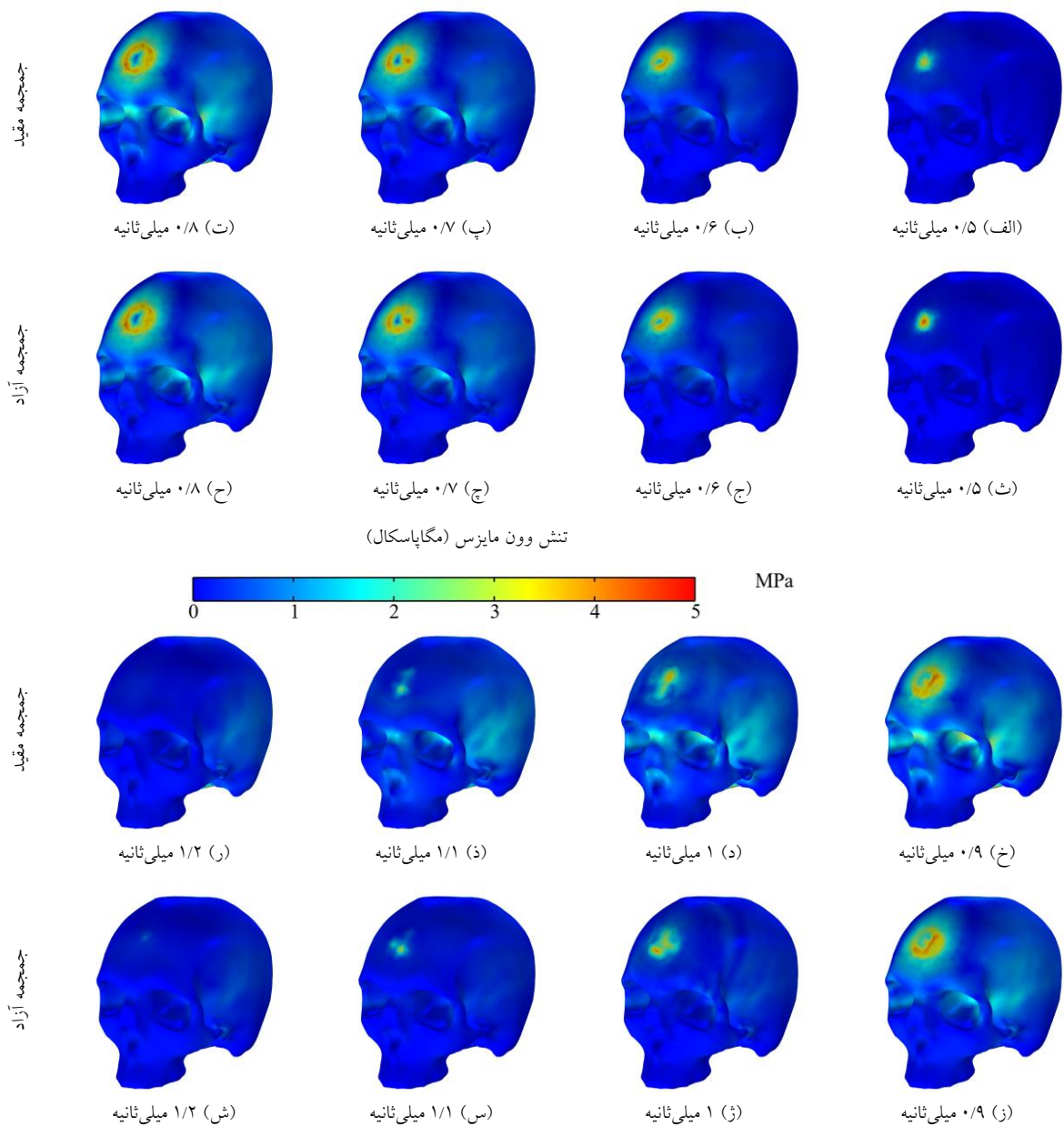
شکل ۷ اعتبارسنجی فشار مغز در ناحیه برخورد با داده‌های تجربی ناهوم و همکاران [11]

استفاده از فشار به عنوان تنها معیار اعتبارسنجی نتایج، از جمله نتایج موضعی تنش وون مایزس و شتاب، مناسب نیست، چرا که با وجود تفاوت‌های زیاد بین هندسه، اجزای بافت مغز و نیز خواص مکانیکی بین مدل ارائه شده و نمونه تست آزمایشگاهی، اختلاف چندانی بین گراف‌ها مشاهده نمی‌شود. به دلیل عدم دسترسی به داده‌های تجربی برخورد توپ گلف به سر انسان، از نتایج تجربی فشار ناحیه برخورد ناهوم و همکاران [11] برای اعتبارسنجی استفاده شد. این رویکرد به طور گسترده توسط تحقیقات پیشین نیز اتخاذ شده است [15,17,35,39]. دلیل اختلاف کم بین نتایج می‌تواند مرتبط با این موضوع باشد که داده‌های تجربی استفاده شده مربوط به سر جسد انسان هستند و در صورت استفاده از داده‌های تجربی نمونه زنده، اختلاف بیشتری به دلیل ساده‌سازی‌های مدل پژوهش حاضر به وجود آید. اختلاف کم بین نتایج پژوهش و داده‌های تجربی ناهوم و همکاران [11] در برخی تحقیقات پیشین که ساده‌سازی‌هایی را در نظر گرفته بودند نیز دیده می‌شود [35,39].

نتایج و بحث

برخورد اولیه توپ با مجموعه در زمان 0.5 میلی‌ثانیه به وقوع پیوسته و تماس بین دو سطح تا زمان $1/2$ میلی‌ثانیه ادامه می‌یابد. در

شکل ۸) توزیع تنش وون مایزس مجموعه از زمان 0.5 و $1/2$ میلی‌ثانیه نشان داده شده است. در هنگام استفاده از شرط مرزی مقید برای مجموعه، این ساختار تنش بیشتری را در مقایسه با حالت شرط مرزی آزاد تجربه می‌کند. تنش در ناحیه‌ای که توپ به آن اصابت کرده است تقریباً رفتار مشابهی را در هر دو



شکل ۸ پاسخ تشن وون مایزس جمعیه در خلال برخورد توپ گلف برای دو شرط مرزی مقید و آزاد

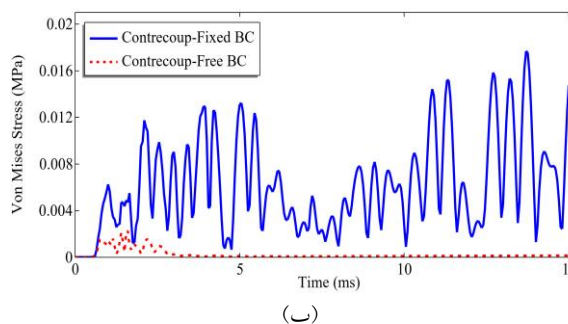
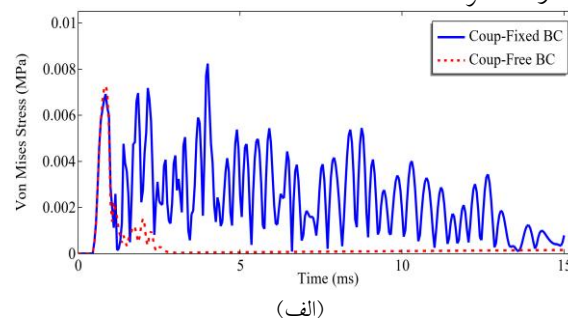
از میانگین تشنهای اصلی محاسبه کرده بودند، پاسخ رفتار تشن نیز به صورت نوسانی بوده و در خلال برخورد با افزایش مواجهه شده است. در ناحیه مقابل برخورد رفتار مشابهی از تشن مشاهده می شود. با این تفاوت که حتی در همان زمان ابتدایی برخورد، پاسخ تشن بافت در شرایط مرزی مختلف به صورت متفاوت عمل کرده است. دلیل این رفتار مرتبط با نزدیک بودن نقطه مقابل برخورد به محلی است که جمعیه در آن مقید شده است. با مقایسه محل نقطه مقابل برخورد قسمت (الف) شکل (۳) با محل

این رفتار در برخی پژوهشهای دیگر نیز دیده شده است. ضرغامی و همکاران [21] که به مدل سازی برخورد توپ فوتبال به بافت مغز پرداختند، سطح تحتانی مغز را مقید فرض کردند. در نتایج آنها موجهای متفاوت تشن در خلال برخورد تولید شده بود. علاوه بر این، حسن و همکاران [15] نشان دادند که در هنگام استفاده از شرایط مرزی مقید در ضربه به سر، فشار و شتاب رفتاری نوسانی از خود نشان می دهند و در خلال برخورد مقادیر آنها افزایش پیدا می کند. از آنجایی که آنها فشار مغز را با استفاده

[42] مقدار 0.0084 مگاپاسکال را به عنوان آستانه آسیب تنش وون مایزس جسم پینه‌ای مغز گزارش داد. ژانگ و همکاران [43] مقدار تنش وون مایزس 0.0078 مگاپاسکال را برای آسیب خفیف در ساقه مغز ارائه دادند. در پژوهشی نیز مقدار آستانه آسیب تنش وون مایزس سرتاسر مغز 0.018 مگاپاسکال گزارش شد [44]. در یک مقاله مروری که به سازوکار آسیب‌های ضربات مغزی پرداخته بودند، بیان کردند که مقدار تنش وون مایزس در محدوده 0.018 تا 0.038 مگاپاسکال با احتمال ۵۰ درصد می‌تواند منجر به آسیب مغزی خفیف تا شدید شود [45]. بیشینه تنش وون مایزس تولید شده در مدل‌های این پژوهش با توجه به نتایج ارائه شده در شکل (۹)، مربوط به حالتی بود که مجموعه مقید شده بود. در این حالت، مقادیر تنش بیشینه 0.009 و 0.018 مگاپاسکال به ترتیب در نواحی برخورد و مقابل برخورد دیده می‌شود. با توجه به داده‌های گزارش شده توسط کلیون [42] و ژانگ و همکاران [43]، مقدار تنش تولید شده در نواحی برخورد و مقابل برخورد باعث ایجاد آسیب به مغز می‌شود. با این حال، فقط پاسخ مربوط به ناحیه مقابل برخورد در بازه 0.018 تا 0.038 مگاپاسکال و آسیب خفیف مغزی قرار دارد که مقدار بیشتر آن می‌تواند به دلیل نزدیک‌تر بودن به محل مقید کردن مجموعه باشد. با وجود موارد قید شده، نیاز به داده‌های تجربی گسترده‌تر با شرایط‌های مختلف آزمایش وجود دارد تا به طور قطعی بتوان در مورد آسیب‌زا بودن پاسخ تنش بافت مغز نتیجه‌گیری کرد [45].

پاسخ فشار اینتراکرنیال مغز در هنگام برخورد با توپ گلف برای شرایط مرزی مجموعه مقید و آزاد در شکل (۱۰) نشان داده شده است. این فشار، میانگین تنش در راستاهای اصلی می‌باشد. این رویکرد برای محاسبه فشار اینتراکرنیال در پژوهش پیشین نیز استفاده شده است [46]. در هنگام اولین تماس توپ گلف با سطح مجموعه، فشاری مثبت در محدوده $1/0$ تا 0.2 مگاپاسکال در ناحیه برخورد به وجود می‌آید و در سایر نواحی مغز فشار در محدوده صفر تا 0.1 مگاپاسکال قرار دارد. دلیل ایجاد این فشار مثبت، انرژی ناشی از برخوردی است که از توپ گلف به مجموعه و بافت مغز انتقال داده می‌شود. با گذشت زمان این موج فشار در طول بافت مغز حرکت می‌کند تا به قسمت پس‌سری برسد. در زمان ۱ میلی‌ثانیه، برگشت موج ضربه، توزیع شدید فشار را در ناحیه برخورد مغز ایجاد می‌کند. در این زمان، مجموعه بخشی از انرژی برخورد را دوباره به توپ گلف انتقال داده است و موجب ایجاد ناحیه‌ای از فشار منفی در قسمت برخورد می‌شود.

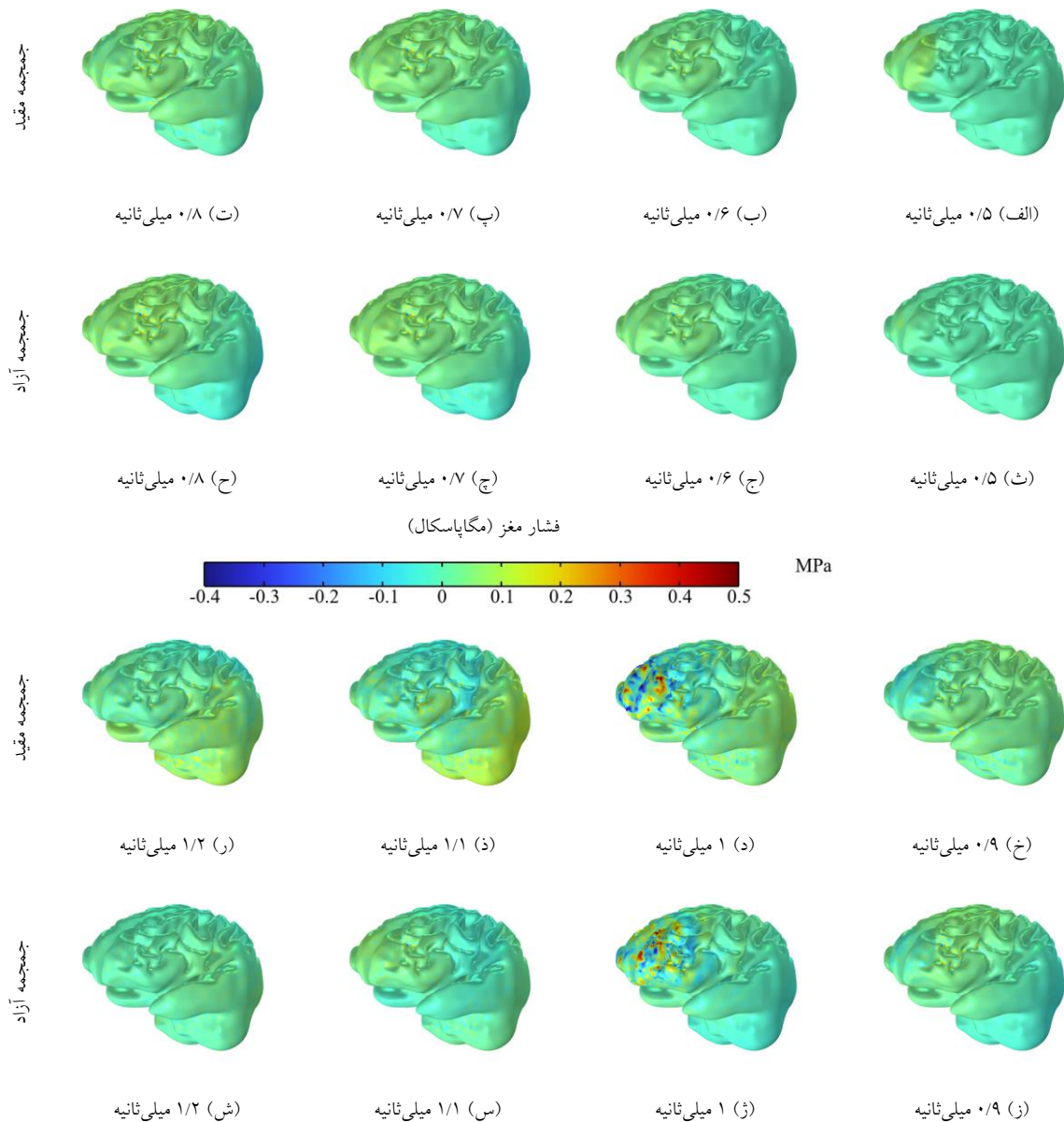
اعمال قید عدم جابه‌جایی در شکل (۴)، می‌توان مشاهده کرد که نقطه مقابل برخورد که از آن نمودار تنش استخراج شده است، به محل عدم جابه‌جایی نزدیک‌تر بوده و بنابراین، تنش ناحیه مقابل برخورد در هنگام استفاده از شرط مقید، از همان ابتدا بیشتر از مدل آزاد ظاهر شده است.



شکل ۹ پاسخ تنش بافت مغز با شرایط مرزی مقید (Fixed BC) و آزاد (Free BC) برای مجموعه: (الف) ناحیه برخورد، (ب) ناحیه مقابل برخورد

نوسانات به وجود آمده در حالتی که مجموعه مقید است، در اثر انرژی برخورد انتقال یافته از مجموعه به مغز می‌باشد. در حالتی که مجموعه آزاد است، در هنگام برخورد به سرعت جابه‌جا می‌شود و انرژی ناشی از برخورد به صورت جابه‌جا شدن مجموعه آزاد می‌شود و به همین دلیل در انتهای شبیه‌سازی تنش نواحی برخورد و مقابل برخورد میرا شده و به سمت صفر متمایل شده است. در حالت مقید، مجموعه نتوانسته به صورت گسترده جابه‌جا شود و انرژی برخورد در داخل مغز حبس شده و منجر به ایجاد یک جابه‌جایی نوسانی در سر شده است. یعنی با وجود اتمام برخورد، انرژی برخورد همچنان در داخل مغز وجود داشته و باعث شده است تا مجموعه در بازه‌های زمانی 0.3 میلی‌ثانیه به سمت جلو و عقب جابه‌جا شود. حبس انرژی برخورد در داخل مغز و جابه‌جا شدن مجموعه در اثر آن، باعث حذف اثر میرایی شده است.

آستانه‌های متفاوتی برای آسیب بافت مغز بر اساس مقدار تنش وون مایزس در تحقیقات پیشین گزارش شده است. کلیون



شکل ۱۰ پاسخ فشار مغز در خلال برخورد توپ گلف

سایر پژوهش‌ها نیز دیده شده است [47]. در ادامه، این ترکیب فشار منفی و مثبت به عنوان موج دوم انرژی برخورد به سمت ناحیه پس‌سری حرکت می‌کنند و موجب ایجاد فشار منفی در ناحیه مقابل برخورد می‌شود. به طور کلی، استفاده از شرط مرزی مقید برای مجموعه باعث شده است فشار بیشتری در بافت مغز تولید شود. این تفاوت‌ها حتی در زمان ۰/۵ میلی‌ثانیه که اولین تماس سطح توپ گلف با سطح مجموعه صورت می‌گیرد نیز

در این ناحیه، به صورت موضعی برخی نواحی فشار شدید مثبت و برخی نواحی فشار شدید منفی دارند. این رفتار مرتبط با برگشت موج ضربه ناشی از برخورد است. در زمان ۰/۹ میلی‌ثانیه هنوز نواحی قدامی مغز تحت فشار مثبت قرار دارند و در زمان ۱ میلی‌ثانیه که برگشت موج ضربه رخ می‌دهد، ناحیه قدامی تحت تغییر شکل شدیدی قرار می‌گیرد و منجر به تولید فشار شدید مثبت و منفی در برخی نواحی قدامی می‌شود. این پاسخ مغز در

بیشتر از مجموعه مقید در هنگام برخورد اولیه ظاهر شد اما با گذشت زمان مقدار آن کاهش پیدا کرده است. در مقابل، برای شرایط مرزی مجموعه مقید به دلیل جابه‌جایی نوسانی سر و حبس انرژی برخورد در داخل مغز، تغییرات کرنش با نوسانات شدیدی روبه‌رو شده است. در ناحیه مقابل برخورد در هنگام استفاده از شرط مرزی آزاد، کرنش بسیار ناچیزی به وجود می‌آید اما با شرط مرزی مقید مقدار کرنش به مراتب بیشتر می‌شود زیرا ناحیه استخراج کرنش در مدل نزدیک به محلی است که قید عدم جابه‌جایی مجموعه اعمال شده است. اگر دو نمودار ناحیه برخورد و مقابل برخورد با یکدیگر مقایسه شوند، می‌توان مشاهده کرد که در بازه زمانی ۷/۵ میلی‌ثانیه کرنش در هر دو نقطه کاهش شدیدی پیدا می‌کند و در ادامه دوباره با افزایش مواجه می‌شود و این رفتار نشان می‌دهد که انرژی برخورد حبس شده در مغز با سرعت بسیار بالایی در حال انتقال در بافت است زیرا این دو نقطه که متناسب با ناحیه قدامی و خلفی - تحتانی مغز هستند با یکدیگر فاصله دارند.

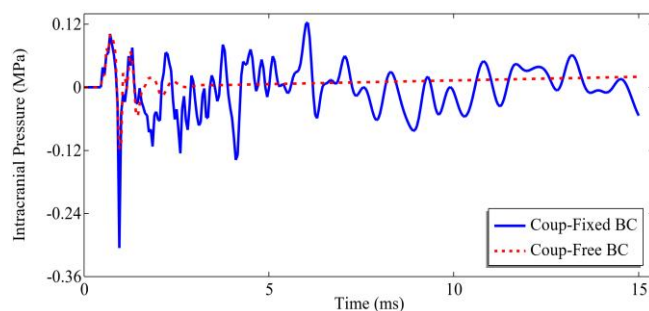
تحقیقات نشان داده است که پاسخ شتاب مغز در هنگام ضربه دارای اهمیت ویژه‌ای است و می‌تواند به عنوان معیاری برای میزان آسیب سر در نظر گرفته شود [51]. تغییرات شتاب برای نقطه‌ای که در قسمت (ب) شکل ۳ تعریف شده بود، در شکل ۱۳ نشان داده شده است. در زمان برخورد اولیه، هنگام استفاده از شرط مرزی آزاد مجموعه تحت شتاب بیشتری قرار گرفته است زیرا آزادانه جابه‌جا شده است. در ادامه، مقدار شتاب کاهش پیدا کرده و پس از رسیدن موج دوم برخورد دوباره با افزایش و سپس کاهش روبه‌رو شده است. در حالتی که مجموعه مقید است، پس از اتمام موج اول برخورد، نوسانات ناگهانی شروع می‌شوند و مغز شتاب بیشتری را تجربه می‌کند. بعد از رسیدن موج نهایی برخورد، مقدار شتاب شروع به کاهش می‌کند و این رفتار از منظر کیفی با تحقیقات پیشین مطابقت دارد [16]. بیشینه مقدار شتاب در مجموعه مقید و آزاد به ترتیب برابر با ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰ متر بر مجذور ثانیه بود. تحقیقات نشان داده است که مقادیر شتاب مغزی در محدوده ۹۰۰ تا ۱۴۰۰ متر بر مجذور ثانیه آسیب‌های جبران‌ناپذیری به انسان وارد می‌کنند [51].

دیده می‌شود. علاوه بر آن، در انتهای برخورد (زمان ۱/۲ میلی‌ثانیه) ناحیه مقابل برخورد در شرط مرزی مقید فشار مثبت در محدوده ۰/۱ تا ۰/۲ مگاپاسکال را تجربه کرده است و در حالتی که از شرط مرزی آزاد استفاده شده است، فشار ناحیه مربوطه در محدوده صفر تا ۰/۱- مگاپاسکال قرار دارد که این رفتار از منظر کیفی با داده‌های تجربی تطابق بیشتری را نشان می‌دهد [48].

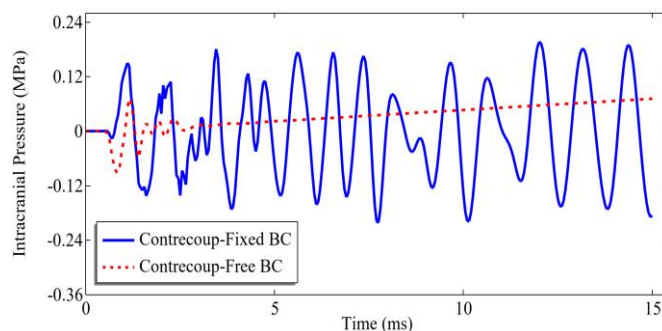
وارد و همکاران [49] گزارش دادند که فشار مغزی کمتر از ۰/۱۷۳ مگاپاسکال موجب آسیب به مغز نمی‌شود و مقادیر بالای ۰/۲۳۵ مگاپاسکال آسیب‌های جدی و جبران‌ناپذیری به مغز وارد می‌کنند. اخیراً در پژوهشی به بررسی گسترده معیارهای آسیب مغزی پرداختند و گزارش دادند که فشارهای مغزی ۰/۰۵۶۳۹ تا ۰/۰۶۷۱۲ و ۰/۰۴۶۱۴ تا ۰/۰۵۸۲۷- مگاپاسکال به ترتیب در نواحی برخورد و مقابل برخورد بین ۲۵ تا ۷۵ درصد احتمال دارد تا منجر به آسیب مغزی شود [50]. محدوده فشار مغزی در این پژوهش بین ۰/۴- تا ۰/۵ مگاپاسکال را از خود نشان داد. با وجود آنکه این مقدار بیشتر از محدوده‌های آسیب مغزی فشار است، نبود مایع مغزی - نخاعی و استفاده از مدل مادی همسانگرد می‌تواند مقدار فشار مغز را در شبیه‌سازی این پژوهش تحت تأثیر قرار داده باشد و برای ارزیابی دقیق آسیب‌زا بودن ضربه توپ گلف نیاز است تا مدل توسعه یابد و شبیه‌سازی با هندسه بهبودیافته و مدل مادی ناهمسانگرد انجام شود.

تغییرات فشار داخل مغز به ترتیب در نواحی برخورد و مقابل برخورد در قسمت‌های (الف) و (ب) شکل ۱۱ رسم شده است. در هنگام برخورد اولیه در ناحیه برخورد فشار مثبتی به وجود می‌آید که در اثر انتقال انرژی برخورد از توپ گلف به مغز می‌باشد. در ناحیه مقابل برخورد فشار اولیه در هنگام برخورد منفی بوده است که این دو رفتار با مشاهدات تجربی مطابقت دارند [11,32]. در ناحیه برخورد اثر استفاده از شرایط مرزی مختلف، تفاوت قابل توجهی در لحظه برخورد اولیه ایجاد نکرده است اما در ناحیه مقابل برخورد استفاده از شرط مرزی آزاد موجب ایجاد فشار منفی بیشتری در بافت مغز شده است. در شرط مرزی مقید، فشار منفی ایجاد شده ناچیز است. نوسان ناشی از شرط مرزی مقید در پاسخ فشار مغز نیز دیده می‌شود.

در شکل (۱۲) تغییرات نرم اقلیدسی کرنش گرین - لاگرانژ در نواحی برخورد و مقابل برخورد مشخص شده در قسمت (الف) شکل ۳ برای شرایط مرزی مجموعه مقید و آزاد نشان داده شده است. کرنش ناحیه برخورد برای مجموعه آزاد اندکی

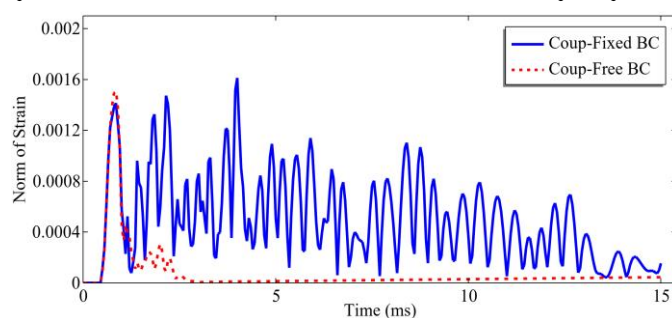


(الف)

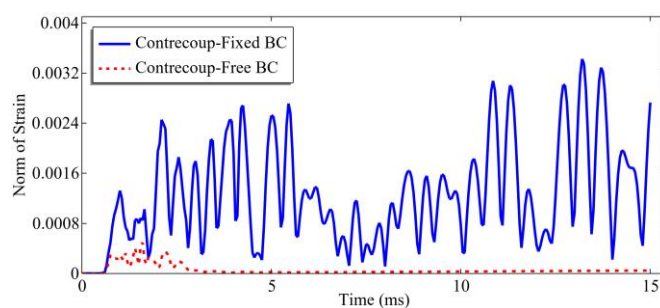


(ب)

شکل ۱۱ فشار مغز در خلال برخورد با شرایط مرزی مجموعه مقید (Fixed BC) و آزاد (Free BC): (الف) ناحیه برخورد، (ب) ناحیه مقابل برخورد



(الف)



(ب)

شکل ۱۲ پاسخ نرم اقلیدسی کرنش گرین - لاگرانژ بافت مغز با شرایط مرزی مقید (Fixed BC) و آزاد (Free BC) برای مجموعه: (الف) ناحیه برخورد، (ب) ناحیه مقابل برخورد

نتایج این پژوهش نشان می‌دهند که مقید کردن سر در زمانی که برخورد با توپ گلف صورت می‌گیرد موجب آسیب به مراتب

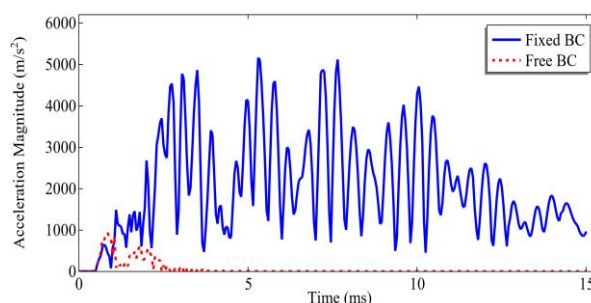
اولین تماس بین سطح توپ گلف و سطح جمجمه در زمان ۰/۵ میلی ثانیه صورت می گیرد که این تماس تا زمان ۱/۲ میلی ثانیه ادامه پیدا می کند. بعد از آن توپ گلف از جمجمه جدا شده و از آن دور می شود. اثرات دیررس و بازتابی در مدل لحاظ نشد زیرا تا انتهای زمان ۱۵ میلی ثانیه، پاسخ تنش بافت مغز در مدلی که از شرایط مرزی آزاد استفاده شده بود به یک مقدار ثابت منتهی می شود. از آنجایی که هدف پژوهش مقایسه اثر دو شرایط مرزی متفاوت بود، مدت زمان مدلی که جمجمه مقید شده بود نیز ۱۵ میلی ثانیه در نظر گرفته شده بود. علاوه بر این، ناهوم و همکاران [11] که به صورت تجربی اثر ضربه به سر را مورد مطالعه قرار دادند، پاسخ مکانیکی مغز را تا زمان ۱۵ میلی ثانیه ثبت کردند. برخی تحقیقات دیگر نیز به ارزیابی ضربه به مغز در مدت زمان ۱۵ میلی ثانیه یا ۲۰ میلی ثانیه اکتفا کردند [19,21].

برخی از رویکردها در این پژوهش اتخاذ شد تا مدل، چهارچوب پیاده سازی سرراستی را ارائه دهد. یکی از این موارد مربوط به عدم استفاده از مدل های متن - باز است. با وجود آنکه این مدل ها دارای جزئیات بیشتری از سر هستند و اعتبارسنجی آن ها قبلا انجام شده است، استفاده از آن ها با محدودیت هایی همراه است [57]. بیشتر مدل های سر با فرمت هایی نظیر *vtk* *inp* یا *stl* در دسترس هستند که نیازمند فرایند پیش پردازش گسترده ای هستند تا بتوانند برای شبیه سازی ضربه در نرم افزار *COMSOL* مورد استفاده قرار گیرند. به همین دلیل، تحقیقاتی که از مدل های متن - باز استفاده کردند، اغلب نرم افزارهایی مانند *Abaqus* یا *LS-DYNA* را به کار گرفتند [18,58]. علاوه بر این، مدل های متن - باز دارای شبکه بندی های بزرگی هستند [۵۹]. در هنگام وارد کردن این شبکه ها به نرم افزار ممکن است خطاهایی به وجود آید که منجر به حذف المان یا ایجاد همپوشانی در المان ها شود. همچنین، به دلیل تعداد زیاد المان ها، لازم است فرایندهای ساده سازی پیچیده ای در نرم افزار *COMSOL* انجام شود تا هندسه ها برای انجام تحلیل آماده شوند. از این رو، در این پژوهش مدل های هندسی مغز و جمجمه از تصاویر پزشکی استخراج شدند تا توسعه مدل در آینده با سرعت بیشتری انجام شود و مشکلات ناشی از همپوشانی المان در هنگام وارد کردن به *COMSOL* رخ ندهد.

محدودیت بعدی در ارتباط با شرط مرزی مقید و آزاد برای جمجمه می باشد. واقع گرایانه ترین حالت توصیف اتصال سر به گردن، استفاده از فنر هایی با سفتی متفاوت در جهت های مختلف یا تعریف روابطی بر اساس مرکز جرم سر است [15,18]. استفاده

شدیدتری می شود. علاوه بر این، تحقیقات مختلف بیان کرده اند که عملکرد گردن بر روی پاسخ بافت مغز در برخوردهایی با مدت زمان کمتر از ۶ میلی ثانیه تأثیر چندانی ندارد [46,52]. با وجود آنکه مدت زمان برخورد در این پژوهش برابر با ۰/۷ میلی ثانیه بود، پاسخ تنش و فشار مغز به طور چشمگیری در شرایط مرزی آزاد و مقید جمجمه متفاوت ظاهر شده است و مقید کردن جمجمه موجب به وجود آمدن فشار و تنش های بیشتری شده است که همین امر نشان می دهد شرایط مرزی استفاده شده برای جمجمه از اهمیت بالایی برخوردار است و محققان لازم است این نکته را در مورد مدل های محاسباتی در نظر داشته باشند. همچنین، برخی تحقیقات نیز اهمیت شرایط مرزی را در هنگام وارد شدن نیرو به سر مورد مطالعه قرار دادند و نتایج این پژوهش با یافته های آن ها از منظر اهمیت شرایط مرزی تطابق دارد [15].

دلیل وجود تفاوت در نتایج مدل جمجمه آزاد و مقید حتی در زمان برخورد ۰/۷ میلی ثانیه با تحقیقات پیشین، می تواند مرتبط با ساده سازی های هندسی و مادی باشد که بر روی مدل انجام گرفته است. تحقیقات نشان داده است که مایع مغزی - نخاعی نقش بنیادی در نتایج مدل های محاسباتی ضربه به سر بازی می کند و پاسخ های فشار و کرنش را تحت تأثیر قرار می دهد [53,54]. علاوه بر این، پژوهش نشان داده است که مدل های مادی ساده همسانگرد در مقایسه با مدل های پیشرفته هایپروالاستیک، تفاوت های چشمگیری در رفتار مکانیکی بافت مغز ایجاد می کنند [55,56]. بنابراین، نتایج به دست آمده در این پژوهش می تواند تحت تأثیر این فرضیات قرار گرفته باشد و منجر به ایجاد تفاوت در اثر شرایط مرزی برای بازه زمانی برخورد ۰/۷ میلی ثانیه شده باشد.



شکل ۱۳ تغییرات شتاب برای نقطه ای در مرکز جرم سر با شرایط مرزی جمجمه مقید (Fixed BC) و آزاد (Free BC)

سرعت توپ گلف در زمین بازی می تواند تا محدوده ۶۵ متر بر ثانیه باشد و در این پژوهش متوسط سرعت ۲۰ متر بر ثانیه در نظر گرفته شد، با این حال در پژوهش لی و وانگ [29] که سرعت های ۲۰، ۴۰ و ۶۵ متر بر ثانیه را مورد بررسی قرار دادند، نشان دادند که یک پاسخ نسبی بین سرعت توپ با تنش حجمه و فشار مغز وجود دارد که با افزایش سرعت توپ، آسیب مغزی نیز بیشتر می شود. به دلیل محدودیت در امکان استفاده از سیستم محاسباتی قدرتمند، تحلیل حساسیت سرعت توپ در این پژوهش مورد ارزیابی قرار نگرفت. مدل حاضر می تواند به عنوان نقطه شروعی برای بررسی اثر سرعت توپ گلف بر آسیب مغزی مورد استفاده قرار گیرد و در تحقیقات آینده سرعت های متفاوت مورد بررسی قرار گیرند و پاسخ تنش، کرنش و فشار مغز و شدت آسیب تحلیل شود. بخش های مختلف تشکیل دهنده مدل های ضربه به سر شامل هندسه، خواص مادی و شرایط مرزی اغلب با عدم قطعیت و تغییرپذیری قابل توجهی همراه هستند و ارزیابی عدم قطعیت که شامل کمی سازی تأثیر این تغییرپذیری بر پاسخ شبیه سازی شده است، برای اطمینان از قابلیت اطمینان پیش بینی های مدل حیاتی می باشد. با این وجود، به دلیل پیچیده بودن مدل های محاسباتی سر، انجام ارزیابی عدم قطعیت از دیدگاه محاسباتی بسیار پرهزینه است [61]. علاوه بر این، تحقیقات نشان داده است که پاسخ مدل های شبیه سازی شده وابسته به تعداد زیادی پارامتر است که با کوچک ترین تغییر، نتیجه را به طور چشمگیری تحت تأثیر قرار می دهند و به همین دلیل ارزیابی عدم قطعیت برای این نوع مدل ها بسیار گسترده خواهد بود [62]. همچنین، پژوهش نشان داده است که تخمین های موجود برای توصیف خواص مکانیکی بافت مغز در پژوهش های مختلف متفاوت بوده است و داده های خواص مکانیکی دارای پراکندگی گسترده ای هستند که انتخاب توزیع های مناسب پارامترها برای ورودی به فرایند ارزیابی عدم قطعیت را با چالش مواجه می کند [63]. با توجه به این یافته ها و محدودیت محاسباتی پژوهش حاضر، ارزیابی عدم قطعیت انجام نشد و لازم است تا در آینده برای توسعه مدل مد نظر قرار گیرد. شایان ذکر است که برخی تحقیقات پیشین مدل های سر انسان نیز از انجام ارزیابی عدم قطعیت صرف نظر کردند [16,19].

نتیجه گیری

در پژوهش حاضر از یک مدل المان محدود سر انسان برای بررسی اثر برخورد توپ گلف و ارزیابی پاسخ تنش و فشار آن

از این شرایط مرزی با وجود نزدیک تر شدن مسئله به واقعیت، علاوه بر اینکه موجب افزایش حجم محاسباتی مدل می شود دشواری هایی را در پیاده سازی هنگام استفاده از نرم افزارهای المان محدود به دنبال خواهد داشت. به همین دلیل در این پژوهش دو شرط مرزی آزاد و مقید مورد استفاده قرار گرفتند. شرط مرزی مقید به صورت گسترده در تحقیقات پیشین استفاده شده است [15,16,32]. شرط مرزی آزاد نیز با توجه به اینکه حالت سر جسد انسان را تداعی می کند، در پژوهش های مختلف مورد استفاده قرار گرفته است [19-20,22]. از آنجایی که این پژوهش با هدف توسعه یک مدل ساده از سر انسان انجام شده است، به منظور ساده کردن فرایند پیاده سازی مدل، دو شرط مرزی مقید و آزاد مورد بررسی قرار گرفتند و در آینده می توان این محدودیت مدل را با توصیف فشرده ای در ناحیه تحتانی حجمه بهبود داد.

در واقعیت، بافت مغز دارای سطح صافی نیست و شامل پستی - بلندی بسیاری است [38]. در این پژوهش نیز با تمرکز بر ارائه یک مدل با پیاده سازی راحت و امکان بازتولید بالا، هندسه به دست آمده از تصاویر پزشکی دارای برآمدگی های سطح مغز بود. پژوهش نشان داده است که برای شبیه سازی دقیق رفتار مکانیکی مغز، استفاده از مدل های هایپرلاستیک ناهمسانگرد توصیه می شود [48]. به دلیل ساده بودن مدل، ترکیب پیچیدگی ساختاری هندسه مغز با سطوح ناهموار و مدل مادی ناهمسانگرد، حل مسئله را با چالش های بسیاری مانند پیاده سازی و واگرایی مواجه می کرد. بنابراین، از مدل مادی همگن همسانگرد استفاده شد که در تحقیقات پیشین نیز به کار گرفته شده است [32]. عدم در نظر گرفتن مشخصه هایی مانند جنسیت و سن می تواند تعمیم نتایج را با چالش مواجه کند که محدودیت دیگر پژوهش حاضر است. به منظور بررسی اثر ضربه در حجمه های مختلف که شامل آماری از زنان و مردان با سنین متفاوت باشد، نیاز به گستره ای از تصاویر پزشکی بود. این محدودیت در تحقیقات پیشین نیز که به چالش های مدل سازی سر انسان پرداخته اند بیان شده است [22,32]. اخیراً کارمو و همکاران [20] مدلی با جزئیات بیشتر مبتنی بر تصاویر پزشکی و مدل مادی ناهمسانگرد از سر یک زن ۶۵ ساله توسعه دادند. آن ها پیشنهاد دادند که لازم است در آینده مدل های سر تفاوت هندسی ناشی از جنسیت را مد نظر قرار دهند و مدل های بیشتری از زنان توسعه یابد. تحقیقات پیشین نیز تصاویر مربوط به مرد را مورد استفاده قرار دادند و این رویکرد محدودیتی است که به وفور در مدل های المان محدود سر انسان مشاهده شده است [15,17,60].

واژه‌نامه

پیشنهادی نویسنده	واژه لاتین	پیشنهادی ویراستار
ضربه مغزی	traumatic brain Injury	
فشار مغز	intracranial Pressure	
آسیب عصبی نوروهای مغزی	diffuse axonal injury	
ضریب تحلیل	decay factor	ضریب تباهی
تای	tie	
پاردیسو	PARDISO	
دیفرانسیلی رو به عقب	backward differentiation	
ناحیه برخورد	coup	
ناحیه مقابل برخورد	contrecoup	
جسم پینه‌ای	corpus callosum	

تقدیر و تشکر

تحت شرایط مرزی مختلف مقید و آزاد برای مجموعه استفاده شده است. هندسه‌های مجموعه و مغز از تصاویر پزشکی استخراج شدند. نتایج نشان دادند که شرط مرزی مجموعه حتی در مدت زمان برخورد ۰/۷ میلی ثانیه تفاوت قابل توجهی در پاسخ مغز به ضربه ایجاد می‌کند و در حالتی که مجموعه مقید شده است، نوسانات شدیدی در پاسخ تنش و فشار دیده می‌شود. علاوه بر آن، تنش و فشار مغز به طور چشمگیری در هنگام مقید کردن مجموعه افزایش پیدا می‌کنند و مقدار شتاب سر نیز با افزایش مواجه می‌شود. همچنین، نشان داده شد که در لحظه برخورد، در هر دو شرایط مرزی، شتابی در محدوده آسیب سر انسان تولید می‌شود. بیشینه تنش به وجود آمده در مجموعه هنگام ضربه برابر با ۹ مگاپاسکال بود که بسیار کمتر از آستانه شکستگی تنش وون مایزس ۷۵ مگاپاسکال گزارش شده از تحقیقات پیشین بود. همچنین، بیشینه تنش وون مایزس تولید شده در بافت مغز، مربوط به مجموعه با مقادیر ۰/۰۰۹ و ۰/۰۱۸ مگاپاسکال بود که به ترتیب در نواحی برخورد و مقابل برخورد رخ داد و بیشتر از آستانه‌های گزارش شده با مقادیر ۰/۰۰۸۴ و ۰/۰۰۷۸ مگاپاسکال می‌باشد و نشان می‌دهد که مقدار تنش تولید شده در نواحی برخورد و مقابل برخورد در هنگام ضربه با توپ گلف می‌تواند موجب آسیب به مغز شده باشد. محدوده فشار مغزی در این پژوهش بین ۰/۴- تا ۰/۵ مگاپاسکال بود که بیشتر از فشارهای مغزی ۰/۵۶۳۹ تا ۰/۰۶۷۱۲ و ۰/۰۴۶۱۴ تا ۰/۰۵۸۲۷- مگاپاسکال به ترتیب در نواحی برخورد و مقابل برخورد گزارش شده در تحقیقات پیشین بود که نشان از احتمال ایجاد آسیب مغزی در اثر ضربه می‌دهد. نتایج پژوهش حاضر می‌تواند به عنوان نقطه شروعی برای بررسی اثر شرایط مرزی مختلف در مدل‌های سر انسان و ارزیابی رفتار مغز در برخورد با پرتابه‌ها در نظر گرفته شود.

مراجع

- [1] S. Davoodi, M. Esmaili and H. Shokrollahi, "Numerical Study on the Thermal Stress caused by Laser Radiation on Healthy and Cancerous Skin Tissue," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 32, no. 1, pp. 59-76, 2021. <https://doi.org/10.22067/jacsm.2021.56871.0>
- [2] P. Namashiri, A. Allahverdizadeh and B. Dadashzadeh, "Modeling and Simulation of Growth in Diastolic Heart Failure," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 35, no. 3, pp. 101-114, 2023. <https://doi.org/10.22067/jacsm.2023.81490.1173>
- [3] A. I. Maas, D. K. Menon et al., "Traumatic brain injury: progress and challenges in prevention, clinical care, and research," *The Lancet Neurology*, vol. 21, no. 11, pp. 1004-1060, 2022. <https://doi.org/10.1016/S1474->

4422(22)00309-X

- [4] T. B. VanItallie, "Traumatic brain injury (TBI) in collision sports: Possible mechanisms of transformation into chronic traumatic encephalopathy (CTE)," *Metabolism*, vol. 100, pp. 153943, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.metabol.2019.07.007>
- [5] A. Khellaf, D. Z. Khan and A. Helmy, "Recent advances in traumatic brain injury," *Journal of neurology*, vol. 266, no. 11, pp. 2878-2889, 2019. <https://doi.org/10.1007/s00415-019-09541-4>
- [6] M. E. Bait, "Golfing injuries: an overview," *Sports Medicine*, vol. 16, no. 1, pp. 64-71, 1993. <https://doi.org/10.2165/00007256-199316010-00006>
- [7] M. V. Ridenour, "Golf clubs: hidden home hazard for children," *Perceptual and Motor Skills*, vol. 86, no. 3, pp. 747-753, 1998. <https://doi.org/10.2466/pms.1998.86.3.747>
- [8] K. N. Fountas, E. Z. Kapsalaki et al., "Pediatric golf-related head injuries," *Child's Nervous System*, vol. 22, no. 10, pp. 1282-1287, 2006. <https://doi.org/10.1007/s00381-006-0077-8>
- [9] K. Watanabe-Suzuki, O. Suzuki et al., "Traumatic Basal Subarachnoid Haemorrhage Caused by the Impact of a Golf Ball," *Medicine, Science and the Law*, vol. 43, no. 2, pp. 174-178, 2003. <https://doi.org/10.1258/rsmmsl.43.2.174>
- [10] D. Macgregor, "Golf related head injuries in children," *Emergency Medicine Journal*, vol. 19, no. 6, pp. 576-577, 2002. <https://doi.org/10.1136/emj.19.6.576>
- [11] A. M. Nahum, R. Smith and C. C. Ward, "Intracranial pressure dynamics during head impact," *SAE Technical Paper*, pp. 770922, 1977. <https://doi.org/10.4271/770922>
- [12] X. Li, X.-L. Gao and S. Kleiven, "Behind helmet blunt trauma induced by ballistic impact: a computational model", *International Journal of Impact Engineering*, vol. 91, pp. 56-67, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.ijimpeng.2015.12.010>
- [13] N. Atsumi, Y. Nakahira, E. Tanaka and M. Iwamoto, "Human brain modeling with its anatomical structure and realistic material properties for brain injury prediction," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 46, pp. 736-748, 2018. <https://doi.org/10.1007/s10439-018-1988-8>
- [14] L. E. Miller, J. E. Urban et al., "Evaluation of brain response during head impact in youth athletes using an anatomically accurate finite element model," *Journal of Neurotrauma*, vol. 36, no. 10, pp. 1561-1570, 2019. <https://doi.org/10.1089/neu.2018.6037>
- [15] M. Hassan, Z. Taha, I. Hasanuddin et al., "A simplified human head finite element model for brain injury assessment of blunt impacts," *Journal of Mechanical Engineering and Sciences*, vol. 14, no. 2, pp. 6538-6547, 2020. <https://doi.org/10.15282/jmes.14.2.2020.01.0513>
- [16] M. Hosseini-Farid, M. Amiri-Tehrani-Zadeh et al., "The strain rates in the brain, brainstem, dura, and skull under dynamic loadings," *Mathematical and Computational Applications*, vol. 25, no. 2, p. 21, 2020. <https://doi.org/10.3390/mca25020021>
- [17] H. Li, R.-J. Lu, P. Wu, Y. Yuan, et al., "Numerical Simulation and Analysis of Midfacial Impacts and Traumatic Brain Injuries," *Annals of Translational Medicine*, vol. 9, no. 6, p. 459, 2021. <https://doi.org/10.21037/atm-21-134>
- [18] R. A. Perkins, A. Bakhtiarydavijani et al., "Assessment of brain injury biomechanics in soccer heading using finite element analysis," *Brain Multiphysics*, vol. 3, p. 100052, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.brain.2022.100052>
- [19] P. G. Pavan, M. Nasim, V. Brasco, S. Spadoni, et al., "Development of detailed finite element models for in silico

- analyses of brain impact dynamics," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 227, p. 107225, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.107225>
- [20] G. P. Carmo, M. Dymek, M. Ptak et al., "Development, validation and a case study: The female finite element head model (FeFEHM)," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 231, p. 107430, 2023. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107430>
- [21] F. Zarghami, A. Allahverdizadeh and P. Namashiri, "Mechanical investigation of impact damage on the human brain due to the impact of a soccer ball with the help of a 3D model," *Journal of Mechanical Engineering of University of Tabriz*, vol. 54, no. 4, pp. 1-10, 2024. <https://doi.org/10.22034/jmeut.2024.60659.3384>
- [22] Q. Zhao, J. Zhang, H. Li, H. Li and F. Xie, "Models of traumatic brain injury-highlights and drawbacks," *Frontiers in Neurology*, vol. 14, p. 1151660, 2023. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1151660>
- [23] R. A. a. USGA, *The Equipment Rules*. The R&A and USGA, 2019.
- [24] J. Ruan, T. Khalil and A. King, "Human head dynamic response to side impact by finite element modeling," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 113, no. 3, pp. 276-283, 1991. <https://doi.org/10.1115/1.2894885>
- [25] X. Zhan, A. Oeur, Y. Liu, M. M. Zeineh, et al., "Translational models of mild traumatic brain injury tissue biomechanics," *Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 24, p. 100422, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2022.100422>
- [26] G. A. Holzapfel, *Nonlinear solid mechanics: a continuum approach for engineering science*. Kluwer Academic Publishers Dordrecht, 2002. <https://doi.org/10.1023/A%3A1020843529530>
- [27] M. Hosseini-Farid, M. Ramzanpour, M. Ziejewski and G. Karami, "A compressible hyper-viscoelastic material constitutive model for human brain tissue and the identification of its parameters," *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 116, pp. 147-154, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2019.06.008>
- [28] R. Jangid and K. Halder, "Finite element formulation and implementation of largely deformable soft viscoelastic brain tissue responses," *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 157, p. 104514, 2023. <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2023.104514>
- [29] H. P. Lee and F. Wang, "Assessment of head injury of children due to golf ball impact", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 13, no. 5, pp. 523-535, 2010. <https://doi.org/10.1080/10255840903317402>
- [30] E. Griffiths and S. Budday, "Finite element modeling of traumatic brain injury: Areas of future interest", *Current Opinion in Biomedical Engineering*, vol. 24, p. 100421, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2022.100421>
- [31] G. M. Milef, L. E. Miller, D. M. DiGuglielmo et al., "Head impact kinematics and brain deformation in paired opposing youth football players," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 38, no. 3, pp. 136-147, 2022. <https://doi.org/10.1123/jab.2021-0098>
- [32] K. M. Tse, S. P. Lim, V. B. C. Tan and H. P. Lee, "A review of head injury and finite element head models," *The American Journal of Engineering and Technology*, vol. 1, no. 5, pp. 28-52, 2014.
- [33] S. G. Ganpule, "Mechanics of blast loading on post-mortem human and surrogate heads in the study of Traumatic Brain Injury (TBI) using experimental and computational approaches," The University of Nebraska-Lincoln, 2013. <https://digitalcommons.unl.edu/dissertations/AAI3558421>
- [34] COMSOL Multiphysics Reference Manual, Inc., Sweden, A. COMSOL, 2017.

- [35] A. Shafiee, M. T. Ahmadian, H. Hoursan and M. Hoviat Talab, "Effect of linear and rotational acceleration on human brain," *Modares Mechanical Engineering*, vol. 15, no. 7, pp. 248-260, 2015. <http://dorl.net/dor/20.1001.1.10275940.1394.15.7.17.5>
- [36] M. Ratajczak, M. Ptak, L. Chybowski et al., "Material and structural modeling aspects of brain tissue deformation under dynamic loads," *Materials*, vol. 12, no. 2, p. 271, 2019. <https://doi.org/10.3390/ma12020271>
- [37] S. Shabani, A. Allahverdizadeh and P. Namashiri, "Electromechanical-Growth Model for Simulating Myocardial Concentric Hypertrophy in Systemic Hypertension," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 29-52, 2025. <https://doi.org/10.22067/jacsm.2024.87993.1255>
- [38] V. Singh, *Textbook of Anatomy Head, Neck and Brain*. India: Elsevier, 2023.
- [39] B. Moradi and M. Asgari, "Brain Trauma in Vehicle Side Crash; Developing a Computational Model for Diffuse Axonal and Subdural Hematoma Injuries," *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, vol. 50, no. 1, pp. 91-102, 2018. <https://doi.org/10.22060/mej.2017.11803.5187>
- [40] J. H. McElhaney, J. L. Fogle, J. W. Melvin, et al., "Mechanical properties of cranial bone," *Journal of biomechanics*, vol. 3, no. 5, pp. 495-511, 1970. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90059-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90059-X)
- [41] M. Hajiaghamemar, I. S. Lan, C. W. Christian et al., "Infant skull fracture risk for low height falls," *International Journal of Legal Medicine*, vol. 133, no. 3, pp. 847-862, 2019. <https://doi.org/10.1007/s00414-018-1918-1>
- [42] S. Kleiven, "Finite element modeling of the human head," Royal Institute of Technology, Stockholm, 2002. <https://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:kth:diva-3347>
- [43] L. Zhang, K. H. Yang and A. I. King, "A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury", *Journal of biomechanical engineering*, vol. 126, no. 2, pp. 226-236, 2004. <https://doi.org/10.1115/1.1691446>
- [44] R. Willinger and D. Baumgartner, "Human head tolerance limits to specific injury mechanisms", *International Journal of Crashworthiness*, vol. 8, no. 6, pp. 605-617, 2003. <https://doi.org/10.1533/ijcr.2003.0264>
- [45] A. Post and T. B. Hoshizaki, "Mechanisms of brain impact injuries and their prediction: a review," *Trauma*, vol. 14, no. 4, pp. 327-349, 2012. <https://doi.org/10.1177/1460408612446573>
- [46] J. Ruan, T. Khalil and A. I. King, "Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 116, no. 1, pp. 44-50, 1994. <https://doi.org/10.1115/1.2895703>
- [47] T. El Sayed, A. Mota, F. Fraternali and M. Ortiz, "Biomechanics of traumatic brain injury," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 197, no. 51-52, pp. 4692-4701, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2008.06.006>
- [48] A. Madhukar and M. Ostojja-Starzewski, "Finite element methods in human head impact simulations: a review", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 9, pp. 1832-1854, 2019. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02205-4>
- [49] C. Ward, M. Chan and A. Nahum, "Intracranial pressure—a brain injury criterion," *SAE Transactions*, pp. 3867-3880, 1980. <https://www.jstor.org/stable/44632636>
- [50] J. G. Beckwith, W. Zhao, S. Ji, A. G. Ajamil et al., "Estimated brain tissue response following impacts associated with and without diagnosed concussion," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 6, pp. 819-830, 2018. <https://doi.org/10.1007/s10439-018-1999-5>
- [51] W. Goldsmith and J. Plunkett, "A biomechanical analysis of the causes of traumatic brain injury in infants and

- children," *The American journal of Forensic Medicine and Pathology*, vol. 25, no. 2, pp. 89-100, 2004. <https://doi.org/10.1097/01.paf.0000127407.28071.63>
- [52] R. Willinger, L. Taleb and C. Kopp, "Modal and temporal analysis of head mathematical models," *Journal of Neurotrauma*, vol. 12, no. 4, pp. 743-754, 1995. <https://doi.org/10.1089/neu.1995.12.743>
- [53] M. S. Chafi, V. Dirisala, G. Karami and M. Ziejewski, "A finite element method parametric study of the dynamic response of the human brain with different cerebrospinal fluid constitutive properties," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 223, no. 8, pp. 1003-1019, 2009. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM631>
- [54] Z. Zhou, X. Li and S. Kleiven, "Fluid–structure interaction simulation of the brain–skull interface for acute subdural haematoma prediction," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 18, no. 1, pp. 155-173, 2019. <https://doi.org/10.1007/s10237-018-1074-z>
- [55] L. A. Mihai, L. Chin, P. A. Janmey and A. Goriely, "A comparison of hyperelastic constitutive models applicable to brain and fat tissues," *Journal of The Royal Society Interface*, vol. 12, no. 110, p. 20150486, 2015. <https://doi.org/10.1098/rsif.2015.0486>
- [56] R. de Rooij and E. Kuhl, "Constitutive modeling of brain tissue: current perspectives," *Applied Mechanics Reviews*, vol. 68, no. 1, p. 010801, 2016. <https://doi.org/10.1115/1.4032436>
- [57] Z. Zhou, X. Li and S. Kleiven, "Surface-based versus voxel-based finite element head models: comparative analyses of strain responses," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, pp. 1-20, 2025. <https://doi.org/10.1007/s10237-025-01940-z>
- [58] D. A. Bruneau and D. S. Cronin, "Brain response of a computational head model for prescribed skull kinematics and simulated football helmet impact boundary conditions," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 115, p. 104299, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104299>
- [59] T. A. Berger, M. Wischniewski, A. Opitz and I. Alekseichuk, "Human head models and populational framework for simulating brain stimulations," *Scientific Data*, vol. 12, no. 1, p. 516, 2025. <https://doi.org/10.1038/s41597-025-04886-0>
- [60] D. Koncan, M. Gilchrist, M. Vassilyadi and T. B. Hoshizaki, "A three-dimensional finite element model of a 6-year-old child for simulating brain response from physical reconstructions of head impacts," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, vol. 233, no. 2, pp. 277-291, 2019. <https://doi.org/10.1177/1754337118822940>
- [61] K. Upadhyay, D. G. Giovanis, A. Alshareef, A. K. Knutsen, et al., "Data-driven uncertainty quantification in computational human head models," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 398, p. 115108, 2022. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2022.115108>
- [62] N. Lindgren, M. J. Henningsen, C. Jacobsen, C. Villa, S. Kleiven and X. Li, "Prediction of skull fractures in blunt force head traumas using finite element head models," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 23, no. 1, pp. 207-225, 2024. <https://doi.org/10.1007/s10237-023-01768-5>
- [63] M. Hoppstädter, K. Linka, E. Kuhl, M. Schmicke and M. Böl, "Machine Learning Reveals Correlations Between Brain Age and Mechanics," *Acta Biomaterialia*, vol. 190, pp. 362-378, 2024. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2024.10.003>