

ارزیابی پاسخ مکانیکی مغز انسان در هنگام برخورد با توپ گلف

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 $0/7$ 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 برخورد با پرتابه‌ها در نظر گرفته شود. **واژه‌های کلیدی:** ضربه مغزی، ضربه، تغییر شکل مغز، روش المان محدود، مدل‌سازی محاسباتی، تحلیل بیومکانیکی.

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

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.

۱- مقدمه

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 [۱۰] به بررسی احتمال و شدت آسیب سر کودکان ۳ تا ۱۳ ساله 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 [۱۱] دو سری آزمایش تجربی بر روی سر جسد انسان انجام دادند و فشار مغز را اندازه‌گیری کردند. لی و همکاران [۱۲] 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 [۱۳] 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

مدل‌سازی محاسباتی در تحقیقات مختلف نشان داده است که می‌تواند فهم ما را از پدیده‌های پیچیده مربوط به بافت‌های بیولوژیکی گسترش دهد [۱ و ۲]. 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 روبرو می‌شوند و یا ممکن است به طور موقت یا دائم دچار ناتوانی شوند [۳]. علاوه بر این، تحقیقات نشان داده است که ضربه مغزی با بیماری‌هایی همانند آلزایمر، پارکینسون، التهاب عصبی مزمن و سایر بیماری‌ها مرتبط است [۳ و ۴]. مدل‌های بیومکانیکی قابل توجهی بر روی ضربه مغزی کار کردند. مدل‌های اولیه عمدتاً هندسه و ساختار مغز را ساده در نظر گرفتند و مدل‌های اخیر نیز تلاش کردند که سازوکار مولکولی ناشی از ضربه به بافت مغز را در شبیه‌سازی لحاظ کنند [۵].

تحقیقات نشان داده است که احتمال برخورد توپ گلف به بازیکنان و یا افرادی که بازی را تماشا می‌کنند رایج است [۶]. علاوه بر این، آسیب ناشی از برخورد توپ گلف یکی از مهمترین علل آسیب سر در ضربات مرتبط با ورزش است [۷]. این ضربات می‌تواند باعث ایجاد آسیب‌های جبران‌ناپذیر و یا مرگ و میر بازیکنان یا تماشاگران در زمین‌های گلف شود [۸]. واتانابه و همکاران [۹] برخورد یک توپ گلف با سرعت بالا را

مقدار بیشینه کرنش نشان می‌دهد.

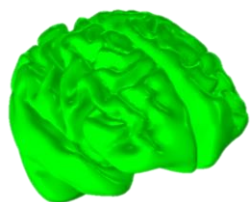
میلر و همکاران [۱۴] به ارزیابی پاسخ محلی مغز به ضربات سر در فوتبال جوانان پرداختند که هندسه بافت مغز را به صورت دقیقی استخراج و از روش المان محدود استفاده کردند. آن‌ها ساختار هندسی مجموعه را به صورت سطوح صافی در نظر گرفتند. نتایج آن‌ها نشان داد که جهت ضربه و محور چرخش سر در ارزیابی آسیب ضربه مغزی تاثیر بسزایی دارد. حسن و همکاران [۱۵] برای مدل‌سازی پاسخ مغز در هنگام اعمال نیرو به قسمت قدامی سر، یک مدل المان محدود سه بعدی را توسعه دادند و ساختارهای مغز، مایع مغزی-نخاعی و مجموعه را در شبیه‌سازی لحاظ کردند. آن‌ها اثر شرایط مرزی مختلف را برای ناحیه اتصال مجموعه به گردن بررسی کردند و نشان دادند که مقید کردن ناحیه اتصال مجموعه 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 [۱۶] یک مدل المان محدود سه بعدی 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.

لی و همکاران [۱۷] 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 [۱۸] 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. پاون و همکاران [۱۹] با بکارگیری سه نوع هندسه متفاوت، دینامیک بافت مغز در ضربه را بررسی نمودند. 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 [۲۰] یک مدل المان محدود سر را توسعه دادند که از تصاویر پزشکی زن ۶۵ ساله استخراج شده بود. مدل آن‌ها توانایی پیشبینی آسیب 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. اخیراً، ضرغامی و همکاران [۲۱] 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 مجموعه و مغز توسعه داده

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 [۲۲].



(الف)



(ب)

(پ)

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

بعد از تهیه هندسه‌های مغز و جمجمه، ساختار هندسی توپ گلف بر اساس قوانین بین‌المللی این

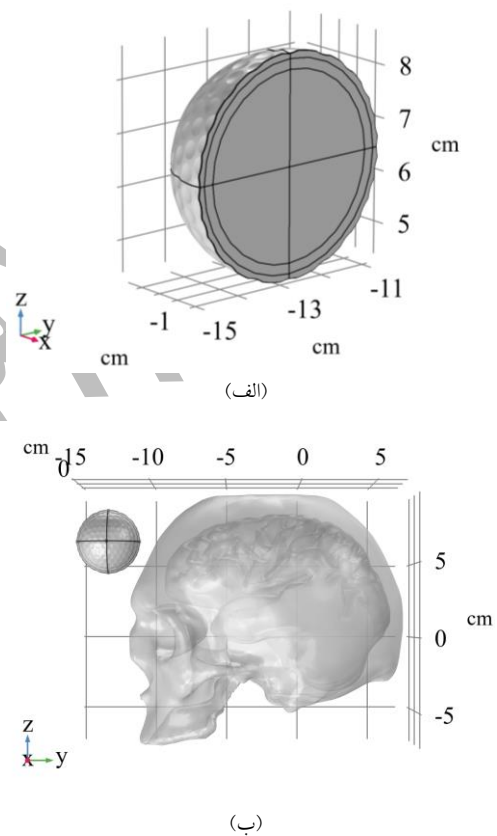
می‌شود که پاسخ تنش و فشار مغز در هنگام برخورد توپ گلف با ناحیه قدامی سر مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. بخش عمده تحقیقات پیشین سطوح مغز را به صورت صاف در نظر گرفتند [۱۲ و ۱۵-۱۸]. هندسه بافت مغز مورد استفاده در این پژوهش از تصاویر پزشکی استخراج شده است و شامل برآمدگی‌ها و تورفتگی‌های سطح بیرونی می‌باشد. علاوه 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 می‌باشد. بدین ترتیب اثر نوع شرایط مرزی در پاسخ دینامیک مغز بررسی می‌شود.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ساختارهای هندسی مدل

در این تحقیق هندسه‌های جمجمه و مغز از تصاویر پزشکی یک 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

ورزش طراحی شد [۲۳]. قطر توپ برابر ۴۲/۶۷ میلی‌متر در نظر گرفته شد که شامل سه لایه درونی، میانی و بیرونی بود. قطر هر لایه به ترتیب برابر با ۳۴/۶۷، ۶ و ۲ 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 آن که 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 ماده خاکستری و سفید مغز مقدور نبود. برای آن که بتوان این نواحی را از تصاویر استخراج کرد، لازم است تصاویر با کیفیت و اسلایدهایی با ضخامت کم تهیه شود [۲۲]. برخی پژوهش‌های دیگر نیز از گنجاندن مایع مغزی-نخاعی صرف‌نظر کردند. به عنوان مثال روان و همکاران [۲۴] 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 می‌کند [۲۵]. 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 مربوطه نیز تعریف شوند و ترکیب این اجزاء موجب افزایش حجم محاسبات و پیچیدگی مدل می‌شد. از آنجایی که هدف پژوهش توسعه چهارچوبی برای مدل المان محدود سرانسان با پیاده‌سازی سراسر بود، از گنجاندن سایر ساختارها صرف‌نظر شد. برخی از تحقیقات پیشین نیز ماده خاکستری و سفید را برای ساده‌سازی در مدل لحاظ نکردند [۱۷ و ۲۱].

۲-۲- 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 می‌تواند توسط روابط (۱) و (۲) تعریف شود [۲۶]:

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

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

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 داشته و رفتار آن وابسته به نرخ تغییر شکل می‌باشد [۲۷ و ۲۸]. 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 [۱۷]:

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

که در آن G_0 ، G_{∞} و β به ترتیب مدول برشی بلند مدت، مدول برشی کوتاه مدت و ضریب تحلیل می‌باشند که مقادیر آن‌ها به ترتیب برابر با 0.168 ، 0.528 و 35 یک بر ثانیه (s^{-1}) اتخاذ شده است [۱۵].

جدول ۱- مقادیر پارامترهای مدول یانگ و ضریب پوواسون بافت مغز، جمجمه و لایه‌های متفاوت توپ گلف [۱۵ و ۲۹]

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

از آنجایی که در شبیه‌سازی برخورد، توپ گلف و مجموعه با یکدیگر تماس پیدا می‌کنند، توصیف شرایط تماسی مساله 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 [۳، ۲۰ و ۳۰-۳۱]. تحقیقات پیشین عمدتاً از دو نوع شرط تماسی تای و لغزش محدود برای توصیف تماس بین مغز و مجموعه استفاده کردند [۳۲]. گاپوله [۳۳] 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 مجموعه 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 [۳۴]:

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

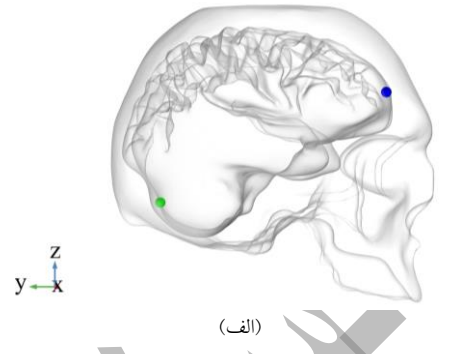
که در آن، p_0 فشار تماس در لحظه‌ای است که بین سطوح تماسی برخورد اولیه صورت می‌گیرد و فاصله‌ای بین آن‌ها باقی نمی‌ماند. مدل هندسی فقط شامل مغز و مجموعه بوده و بافت پوست در آن گنجانده نشده است که این رویکرد برای ساده‌سازی مساله بوده و در تحقیقات پیشین نیز اتخاذ شده است [۳۵ و ۳۶].

بنابراین، تماس سطح به سطح تعریف شده در مدل بین سطح توپ گلف با سطح مجموعه در قسمت پیشانی می‌باشد. از آنجایی که برخورد توپ گلف با سرعت قابل توجهی صورت می‌گیرد و به محض برخورد از مجموعه جدا می‌شود، اصطکاک بین توپ و مجموعه 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 مجموعه دچار فرورفتگی می‌شود. بر این اساس، تماس بین توپ گلف و ناحیه‌ای از مجموعه که توپ با آن برخورد می‌کند، مطابق با پژوهش‌های پیشین بدون اصطکاک در نظر گرفته می‌شود [۱۶ و ۲۹]. در این پژوهش از سه کمیت تنش وون مایزس، فشار مغز و اندازه شتاب به منظور ارزیابی پاسخ مجموعه 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 مجموعه استخراج گردید [۱۵]. 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 [۳۴]:

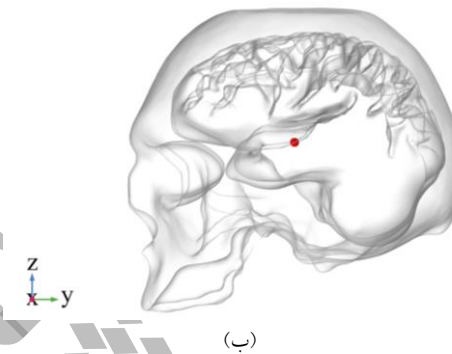
$$r_{cm} = \frac{\int_{\Omega} \rho(r) r \, dV}{\int_{\Omega} \rho(r) \, dV} \quad (5)$$

که در آن Ω ، $r=(x, y, z)$ ، و $\rho(r)$ به ترتیب مجموع

حجم جمجمه و مغز، بردار موقعیت و توزیع چگالی در مدل هستند.



(الف)



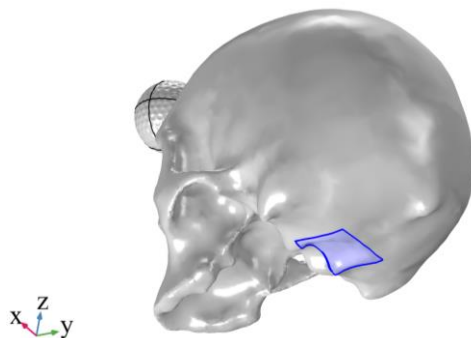
(ب)

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 جمجمه برای محاسبه تغییرات اندازه شتاب

۳-۲- 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 جابجایی 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 [۱۶-۱۵ و ۳۲]. در حالت دوم شبیه‌سازی، جمجمه تحت هیچ قیدی قرار نمی‌گیرد و جابجایی آن آزاد در نظر گرفته می‌شود. این

شرط مرزی نیز در بسیاری از مدل‌سازی‌های آسیب ضربه مغزی استفاده شده است [۲۰-۱۹ و ۲۲]. شایان ذکر است که در بیشتر تحقیقاتی که نتایج را با داده‌های تجربی مقایسه کرده‌اند، از شرط مرزی آزاد استفاده نمودند زیرا بخش عمده‌ی داده‌های تجربی از جمجمه جسد انسان استخراج می‌شوند و در این حالت، عضلات گردنی فعال نبوده و جمجمه به آسانی تحت جابجایی قرار می‌گیرد [۱۱]. 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 جمجمه در راستای تمامی جهت‌های مختصات در شبیه‌سازی جمجمه مقید

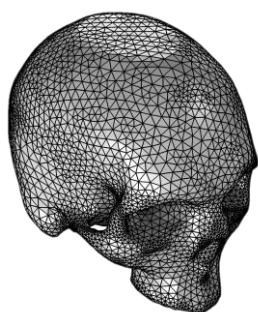
سرعت توپ گلف می‌تواند با توجه سطح بازیکن و نوع زمینی که در آن بازی انجام می‌شود، متفاوت باشد. به طور میانگین سرعت اولیه آن در محدوده‌ی ۲۰ متر بر ثانیه قرار دارد و برخی بازیکنان حرفه‌ای نیز توانایی ایجاد سرعت اولیه ۶۰ متر بر ثانیه را در توپ گلف دارند [۲۹]. سرعت اولیه انتخاب شده برای توپ گلف در پژوهش حاضر ۲۰ متر بر ثانیه می‌باشد. جهت برخورد توپ نیز به ناحیه پیشانی جمجمه در جهت y سیستم

مختصات می‌باشد.

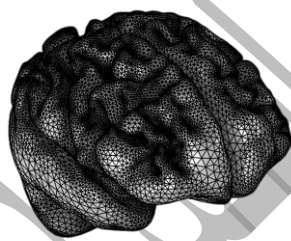
برای حل مدل از نسخه ۶/۲ نرم‌افزار COMSOL، حلگر خطی پارادیسو و روش خودکار میرایی نیوتن استفاده می‌شود که در هر گام، فرمول‌بندی به طور همزمان حل می‌گردد. از آنجایی که تحلیل مدل دینامیکی می‌باشد، از رویکرد دیفرانسیلی رو به عقب با مرتبه دوم استفاده شده است. مدت زمان شبیه‌سازی ۱۵ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است [۱۱، ۱۵ و ۱۶]. 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 بکار 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 مساله شود و به همین دلیل، بیشینه گام زمانی اتخاذ شده توسط حلگر بر روی ۰/۱ میلی‌ثانیه تنظیم شده است [۳۷]. 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 حجم و مغز استفاده شد که بیشتر از تعداد المان‌های برخی تحقیقات پیشین بود [۱۷]. المان مورد استفاده از نوع چهاروجهی مرتبه دوم لاگرانژی بود تا بتواند به خوبی سطح ناهموار مغز و حجمه را پوشش

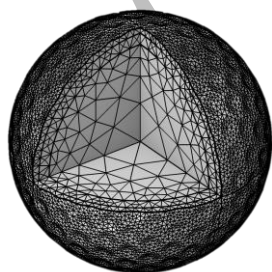
دهد، علاوه بر این، در پژوهش‌های پیشین نیز مورد استفاده قرار گرفته است [۲۱ و ۳۵]. مجموع تعداد المان‌های کل مدل ۹۱۷۱۰۰ عدد بود که متوسط طول بلندترین لبه المان هر کدام از اجزای مغز، حجمه و توپ گلف به ترتیب برابر با ۰/۵۴، ۰/۶۱ و ۰/۴۹ سانتی‌متر بود. شبکه‌بندی بخش‌های مختلف مدل در شکل ۵ نمایش داده شده است.



(الف)



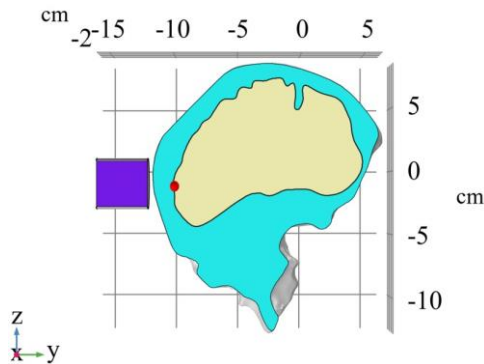
(ب)



(پ)

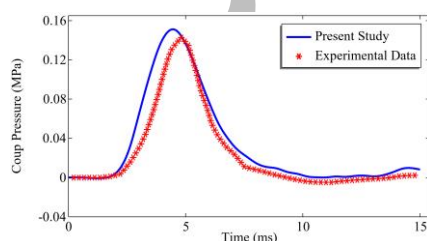
شکل ۵- شبکه‌بندی بخش‌های مختلف مدل. (الف) حجمه، (ب) مغز، (پ) توپ گلف

۴-۲- اعتبارسنجی



شکل ۶- نحوه قرارگیری اجزای مختلف مدل شامل مجسمه، 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 [۳۸]. 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.



شکل ۷- اعتبارسنجی فشار مغز در ناحیه برخورد با داده‌های تجربی ناهوم و همکاران [۱۱]

برای اعتبارسنجی شرایط یکی از آزمایش‌های تجربی ناهوم و همکاران [۱۱] 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 مجسمه 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. مجسمه و مغز نسبت به حالت اصلی پژوهش به اندازه ۴۵ درجه نسبت به محور X به صورت پاد ساعتگرد تحت چرخش قرار گرفته است. شرط مرزی آزاد بودن جابجایی که متناسب با شرایط سر جسد انسان است، استفاده می‌شود.

ناهوم و همکاران [۱۱] 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.

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 [۱۱] برای اعتبارسنجی استفاده شد. این رویکرد به طور گسترده توسط تحقیقات پیشین نیز اتخاذ شده است [۱۵، ۱۷، ۳۵ و ۳۹]. 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 [۱۱] در برخی تحقیقات پیشین که ساده‌سازی‌هایی را در نظر گرفته بودند نیز دیده می‌شود [۳۵ و ۳۹].

۳- نتایج و بحث

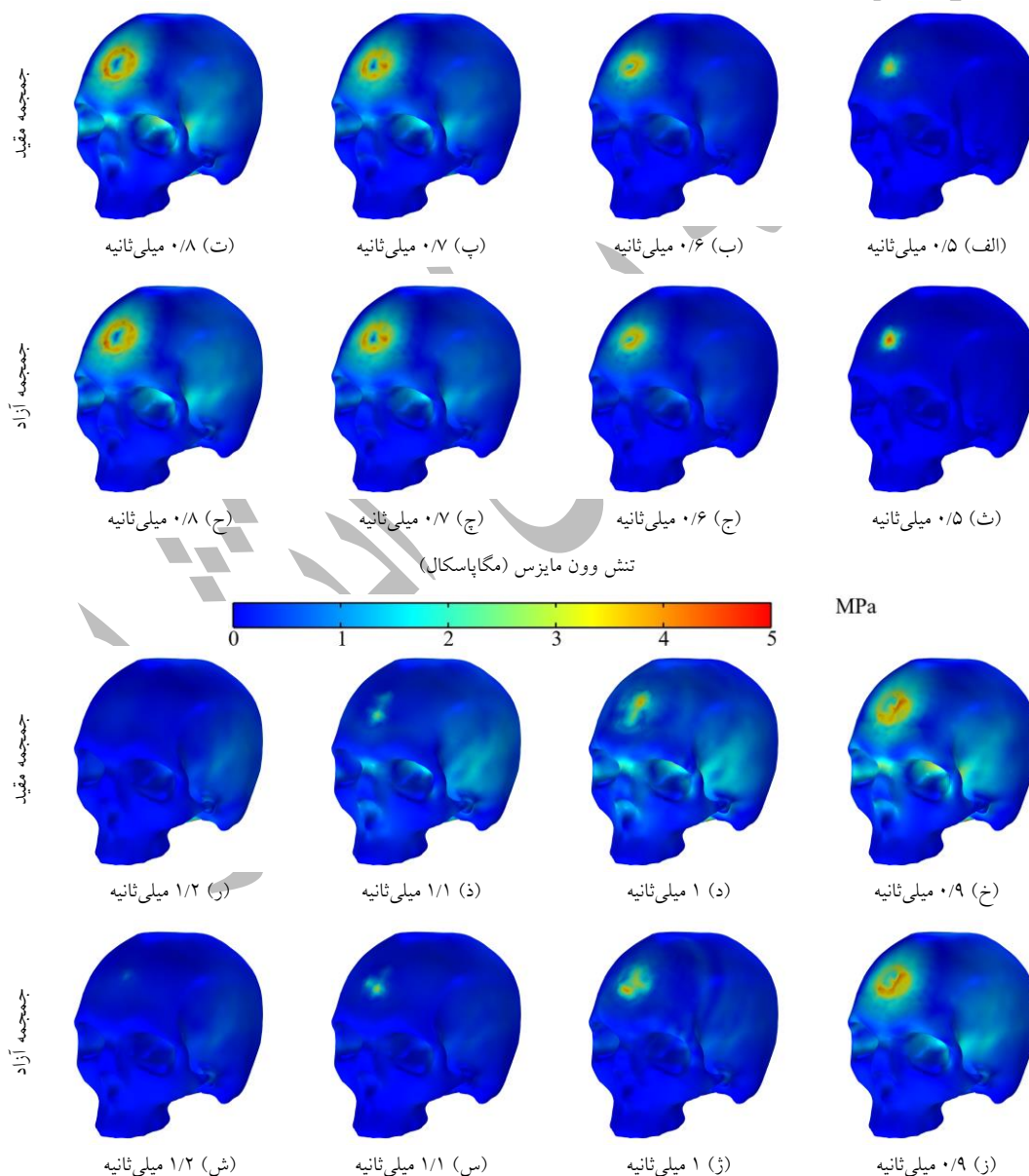
برخورد اولیه توپ با جمجمه در زمان ۰/۵ میلی‌ثانیه به وقوع پیوسته و تماس بین دو سطح تا زمان ۱/۲ میلی‌ثانیه ادامه می‌یابد. در شکل ۸ توزیع تنش وون مایزس جمجمه از زمان ۰/۵ و ۱/۲ میلی‌ثانیه نشان داده شده است. در هنگام استفاده از شرط مرزی مقید برای

جمجمه، 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 شبیه‌سازی دارد اما نواحی زیرین جمجمه 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 ۰/۷ میلی‌ثانیه باشد، دو شرط مرزی مختلف موجب توزیع تنش متفاوتی در جمجمه می‌شوند.

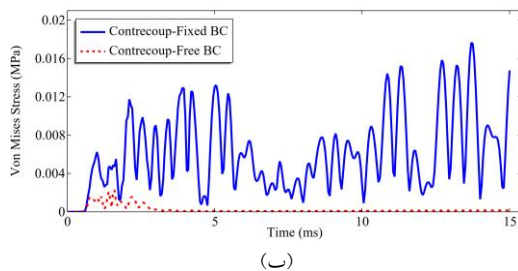
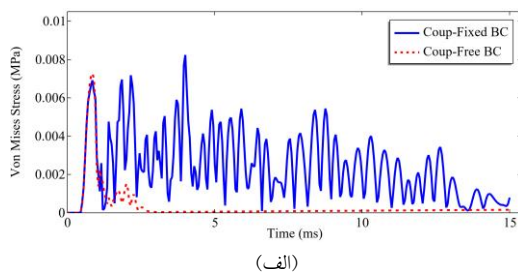
مکلهنی و همکاران [۴۰] مقدار میانگین تنش وون مایزس ۷۵ مگاپاسکال را برای شکستگی استخوان جمجمه در آزمایش‌های خود گزارش دادند. اخیراً در پژوهشی که بر روی ضربه به سر کودکان در اثر افتادن تمرکز داشتند، مقادیر میانگین ۳۳/۸۹۳ و ۵۴/۰۵۶ مگاپاسکال را برای تنش وون مایزس به ترتیب با احتمال ۵۰ و ۹۵ درصد شکستگی جمجمه گزارش دادند [۴۱]. بیشینه تنش به وجود آمده در جمجمه هنگام ضربه در پژوهش حاضر برابر با ۹ مگاپاسکال بود. این مقدار، از داده‌های تجربی گزارش شده به مراتب کمتر است و نشان می‌دهد که اصابت توپ گلف با سرعت ۲۰ متر بر ثانیه موجب شکستگی و آسیب جبران‌ناپذیر به جمجمه 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



شکل ۸- پاسخ تنش وون مایزس حجمه در خلال برخورد توپ گلف برای دو شرط مرزی مقید و آزاد



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

نوسانات به وجود آمده در حالتی که حجمه مقید است، در اثر انرژی برخورد انتقال یافته از حجمه به مغز می‌باشد. در حالتی که حجمه آزاد است، در هنگام برخورد به سرعت جابجا می‌شود و انرژی ناشی از برخورد به صورت جابجا شدن حجمه 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، حجمه نتوانسته به صورت گسترده جابجا شود و انرژی برخورد در داخل مغز حبس شده و منجر به ایجاد یک جابجایی نوسانی در سر شده است. یعنی با وجود اتمام برخورد، انرژی برخورد همچنان در داخل مغز وجود داشته و باعث شده است تا حجمه در بازه‌های زمانی $0.3/0$ میلی‌ثانیه به سمت جلو

موج‌های متفاوتی از تنش را در بافت به وجود آورده است. این رفتار در برخی پژوهش‌های دیگر نیز دیده شده است. ضرغامی و همکاران [۲۱] که به مدل‌سازی برخورد توپ فوتبال به بافت مغز پرداختند، سطح تحتانی مغز را مقید فرض نمودند. در نتایج آن‌ها موج‌های متفاوت تنش در خلال برخورد تولید شده بود. علاوه بر این، حسن و همکاران [۱۵] نشان دادند که در هنگام استفاده از شرایط مرزی مقید در ضربه به سر، فشار و شتاب رفتاری نوسانی از خود نشان می‌دهند و در خلال برخورد مقادیر آن‌ها افزایش پیدا می‌کند. از آنجایی که آن‌ها فشار مغز را با استفاده از میانگین تنش‌های اصلی محاسبه کرده بودند، پاسخ رفتار تنش نیز به صورت نوسانی بوده و در خلال برخورد با افزایش مواجه شده است. در ناحیه مقابل برخورد رفتار مشابهی از تنش مشاهده می‌شود. با این تفاوت که حتی در همان زمان ابتدایی برخورد، پاسخ تنش بافت در شرایط مرزی مختلف به صورت متفاوت عمل نموده است. دلیل این رفتار مرتبط با نزدیک بودن نقطه مقابل برخورد به محلی است که حجمه در آن مقید شده است. با مقایسه محل نقطه مقابل برخورد قسمت (الف) شکل ۳ با محل اعمال قید عدم جابجایی در شکل ۴، می‌توان مشاهده کرد که نقطه مقابل برخورد که از آن نمودار تنش استخراج شده است، به محل عدم جابجایی نزدیکتر بوده و بنابراین، تنش ناحیه مقابل برخورد در هنگام استفاده از شرط مقید، از همان ابتدا بیشتر از مدل آزاد ظاهر شده است.

و عقب جابجا شود. حبس انرژی برخورد در داخل مغز و جابجا شدن جمجمه در اثر آن، باعث حذف اثر میرایی شده است.

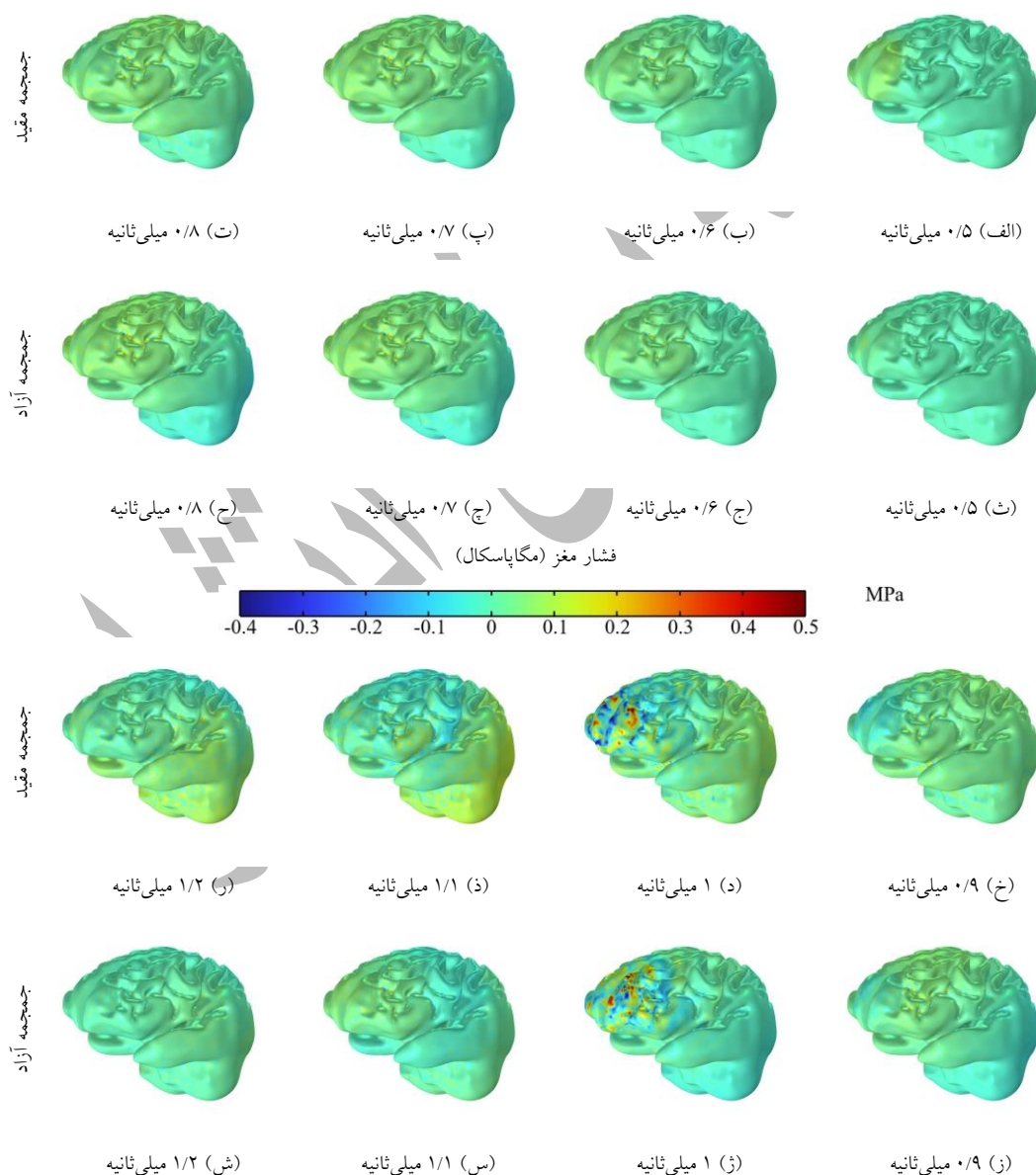
آستانه‌های متفاوتی برای آسیب بافت مغز بر اساس مقدار تنش وون مایزس در تحقیقات پیشین گزارش شده است. کلیون [۴۲] مقدار $0/0084$ مگاپاسکال را به عنوان آستانه آسیب تنش وون مایزس جسم پینه‌ای مغز گزارش داد. ژانگ و همکاران [۴۳] مقدار تنش وون مایزس $0/0078$ مگاپاسکال را برای آسیب خفیف در ساقه مغز ارائه دادند. در پژوهشی نیز مقدار آستانه آسیب تنش وون مایزس سرتاسر مغز $0/018$ مگاپاسکال گزارش شد [۴۴]. 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 [۴۵]. بیشینه تنش وون مایزس تولید شده در مدل‌های این پژوهش با توجه به نتایج ارائه شده در شکل ۹، مربوط به حالتی بود که جمجمه 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 [۴۲] و ژانگ و همکاران [۴۳]، 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 جمجمه 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 [۴۵].

پاسخ فشار اینتراکرانیال مغز در هنگام برخورد با توپ گلف برای شرایط مرزی جمجمه مقید و آزاد در شکل ۱۰ نشان داده شده است. این فشار، میانگین تنش در راستاهای اصلی می‌باشد. این رویکرد برای محاسبه فشار اینتراکرانیال در پژوهش پیشین نیز استفاده شده است [۴۶]. در هنگام اولین تماس توپ گلف با سطح جمجمه، فشاری مثبت در محدوده $0/1$ تا $0/2$ مگاپاسکال در ناحیه برخورد به وجود می‌آید و در سایر نواحی مغز فشار در محدوده 0 تا $0/1$ - مگاپاسکال قرار دارد. دلیل ایجاد این فشار مثبت، انرژی ناشی از برخوردی است که از توپ گلف به جمجمه 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، جمجمه بخشی از انرژی برخورد را دوباره به توپ گلف انتقال داده است و موجب ایجاد ناحیه‌ای از فشار منفی در قسمت برخورد می‌شود. در این ناحیه، به صورت موضعی برخی نواحی فشار شدید مثبت و برخی

پژوهش‌ها نیز دیده شده است [۴۷]. 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 حجمه باعث شده است فشار بیشتری در بافت مغز تولید شود. این

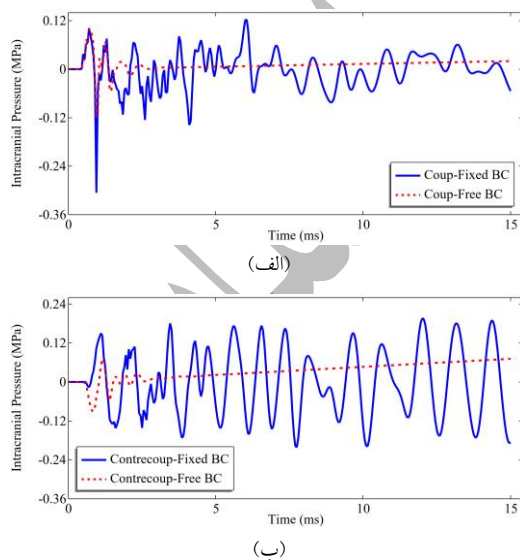
نواحی فشار شدید منفی دارند. این رفتار مرتبط با برگشت موج ضربه ناشی از برخورد است. در زمان ۰/۹ میلی‌ثانیه هنوز نواحی قدامی مغز تحت فشار مثبت قرار دارند و در زمان ۱ میلی‌ثانیه که برگشت موج ضربه رخ می‌دهد، ناحیه قدامی تحت تغییر شکل شدیدی قرار می‌گیرد و منجر به تولید فشار شدید مثبت و منفی در برخی نواحی قدامی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



شکل ۱۰- پاسخ فشار مغز در خلال برخورد توپ گلف

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 [۱۱ و ۳۲]. 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

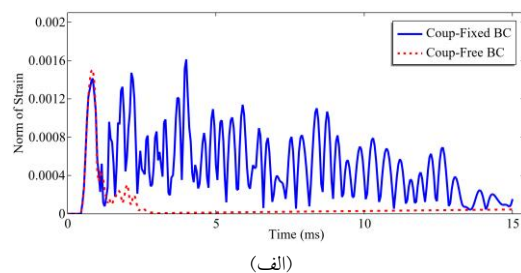


شکل ۱۱- فشار مغز در خلال برخورد با شرایط مرزی مجسمه مقید (Fixed BC) و آزاد (Free BC). (الف) ناحیه برخورد، (ب) ناحیه مقابل برخورد

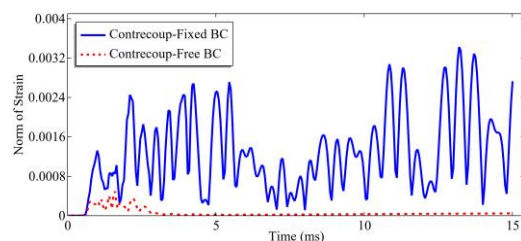
بیشتری در بافت مغز شده است. در شرط مرزی مقید،

تفاوت‌ها حتی در زمان ۰/۵ میلی‌ثانیه که اولین تماس سطح توپ گلف با سطح مجسمه صورت می‌گیرد نیز دیده می‌شود. علاوه بر آن، در انتهای برخورد (زمان ۱/۲ میلی‌ثانیه) ناحیه مقابل برخورد در شرط مرزی مقید فشار مثبت در محدوده‌ی ۰/۱ تا ۰/۲ مگاپاسکال را تجربه کرده است و در حالتی که از شرط مرزی آزاد استفاده شده است، فشار ناحیه‌ی مربوطه در محدوده‌ی ۰ تا ۰/۱- مگاپاسکال قرار دارد که این رفتار از منظر کیفی با داده‌های تجربی تطابق بیشتری را نشان می‌دهد [۴۸].

وارد و همکاران [۴۹] 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 گسترده‌ی 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 [۵۰]. محدوده فشار مغزی در این پژوهش بین ۰/۴- تا ۰/۵ مگاپاسکال را از خود نشان داد. با وجود آن که این مقدار بیشتر از محدوده‌های آسیب مغزی فشار می‌باشد، نبود مایع مغزی-نخاعی و استفاده از مدل مادی همسانگرد می‌تواند مقدار فشار مغز را در شبیه‌سازی این پژوهش تحت تاثیر قرار داده باشد و برای ارزیابی دقیق آسیب‌زا بودن ضربه توپ گلف نیاز است تا مدل توسعه یابد و



(الف)



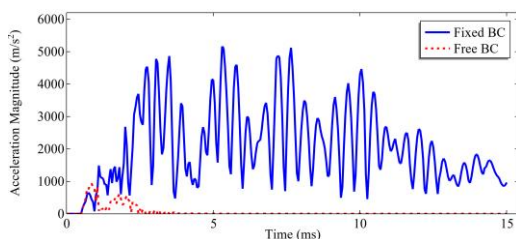
(ب)

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

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 [۵۱]. 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 جمجمه تحت شتاب بیشتری قرار گرفته است زیرا آزادانه جابجا شده است. در ادامه، مقدار شتاب کاهش پیدا کرده و پس از رسیدن موج دوم برخورد دوباره با افزایش و سپس کاهش روبرو شده است. در حالتی که جمجمه 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

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 جمجمه‌ی مقید و آزاد نشان داده شده است. کرنش ناحیه برخورد برای جمجمه‌ی آزاد اندکی بیشتر از جمجمه مقید در هنگام برخورد اولیه ظاهر شد اما با گذشت زمان مقدار آن کاهش پیدا کرده است. در مقابل، برای شرایط مرزی جمجمه‌ی مقید به دلیل جابجایی نوسانی سر و حبس انرژی برخورد در داخل مغز، تغییرات کرنش با نوسانات شدیدی روبرو 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 جابجایی جمجمه اعمال شده است. اگر دو نمودار ناحیه برخورد و مقابل برخورد با یکدیگر مقایسه شوند، می‌توان مشاهده نمود که در بازه‌ی 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.



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

دلیل وجود تفاوت در نتایج مدل جمجمه آزاد و مقید حتی در زمان برخورد ۰/۷ میلی‌ثانیه با تحقیقات پیشین، می‌تواند مرتبط با ساده‌سازی‌های هندسی و مادی باشد که بر روی مدل انجام گرفته است. تحقیقات نشان داده است که مایع مغزی-نخاعی نقش بنیادی در نتایج مدل‌های محاسباتی ضربه به سر بازی می‌کند و پاسخ‌های فشار و کرنش را تحت تاثیر قرار می‌دهد [۵۳ و ۵۴]. علاوه بر این، پژوهش نشان داده است که مدل‌های مادی ساده همسانگرد در مقایسه با مدل‌های پیشرفته هاپیرالاستیک، تفاوت‌های چشمگیری در رفتار مکانیکی بافت مغز ایجاد می‌کنند [۵۵ و ۵۶]. بنابراین، نتایج بدست آمده در این پژوهش می‌تواند تحت تاثیر این فرضیات قرار گرفته باشد و منجر به ایجاد تفاوت در اثر شرایط مرزی برای بازه‌ی زمانی برخورد ۰/۷ میلی‌ثانیه شده باشد.

اولین تماس بین سطح توپ گلف و سطح جمجمه در زمان ۰/۵ میلی‌ثانیه صورت می‌گیرد که این تماس تا زمان ۱/۲ میلی‌ثانیه ادامه پیدا می‌کند. بعد از آن توپ گلف از جمجمه جدا شده و از آن دور می‌شود. اثرات دیررس و بازتابی در مدل لحاظ نشد زیرا تا انتهای زمان

این رفتار از منظر کیفی با تحقیقات پیشین مطابقت دارد [۱۶]. بیشینه مقدار شتاب در جمجمه مقید و آزاد به ترتیب برابر با ۵۰۰۰ و ۱۰۰۰ متر بر مجذور ثانیه بود. تحقیقات نشان داده است که مقادیر شتاب مغزی در محدوده‌ی ۹۰۰ تا ۱۴۰۰ متر بر مجذور ثانیه آسیب‌های جبران‌ناپذیری به انسان وارد می‌کنند [۵۱].

نتایج این پژوهش نشان می‌دهند که مقید کردن سر در زمانی که برخورد با توپ گلف صورت می‌گیرد موجب آسیب به مراتب شدیدتری می‌شود. علاوه بر این، تحقیقات مختلف بیان کرده‌اند که عملکرد گردن بر روی پاسخ بافت مغز در برخوردهایی با مدت زمان کمتر از ۶ میلی‌ثانیه تاثیر چندانی ندارد [۴۶ و ۵۲]. با وجود آن که مدت زمان برخورد در این پژوهش برابر با ۰/۷ میلی‌ثانیه 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 تنش‌های بیشتری شده است که همین امر نشان می‌دهد شرایط مرزی استفاده شده برای جمجمه از اهمیت بالایی برخوردار است و محققان لازم است این نکته را در مورد مدل‌های 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 یافته‌های آن‌ها از منظر اهمیت شرایط مرزی تطابق دارد [۱۵].

۱۵ میلی ثانیه، پاسخ تنش بافت مغز در مدلی که از شرایط مرزی آزاد استفاده شده بود به یک مقدار ثابت منتهی می‌شود. از آنجایی که هدف پژوهش مقایسه اثر دو شرایط مرزی متفاوت بود، مدت زمان مدلی که مجموعه مقید شده بود نیز ۱۵ میلی ثانیه در نظر گرفته شده بود. علاوه بر این، ناهوم و همکاران [۱۱] 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 [۱۹ و ۲۱].

برخی از رویکردها در این پژوهش اتخاذ شد تا مدل، چهارچوب پیاده‌سازی سراسری را ارائه دهد. یکی از این موارد مربوط به عدم استفاده از مدل‌های متن-باز است. با وجود آن که این مدل‌ها دارای جزئیات بیشتری از سر هستند و اعتبارسنجی آن‌ها قبلاً انجام شده است، استفاده از آن‌ها با محدودیت‌هایی همراه است [۵۷].

بیشتر مدل‌های سر با فرمت‌هایی نظیر *inp*، *vtk* یا *stl* در دسترس هستند که نیازمند فرایند پیش‌پردازش گسترده‌ای هستند تا بتوانند برای شبیه‌سازی ضربه در نرم‌افزار COMSOL مورد استفاده قرار گیرند. به همین دلیل، تحقیقاتی که از مدل‌های متن-باز استفاده نمودند، اغلب نرم‌افزارهایی مانند Abaqus یا LS-DYNA را بکار گرفتند [۱۸ و ۵۸]. علاوه بر این، مدل‌های متن-باز دارای شبکه‌بندی‌های بزرگی هستند [۵۹]. در هنگام وارد کردن این شبکه‌ها به نرم‌افزار ممکن است خطاهایی

به وجود آید که منجر به حذف المان یا ایجاد همپوشانی در المان‌ها شود. همچنین، به دلیل تعداد زیاد المان‌ها، لازم است فرایندهای ساده‌سازی پیچیده‌ای در نرم‌افزار COMSOL انجام شود تا هندسه‌ها برای انجام تحلیل آماده شوند. از این رو، در این پژوهش مدل‌های هندسی مغز و مجموعه 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 مجموعه می‌باشد. واقع‌گرایانه‌ترین حالت توصیف اتصال سر به گردن، استفاده از فنرهایی با سفتی متفاوت در جهت‌های مختلف یا تعریف روابطی بر اساس مرکز جرم سر است [۱۵ و ۱۸]. استفاده از این شرایط مرزی با وجود نزدیک‌تر شدن مساله به واقعیت، علاوه بر این که موجب افزایش حجم محاسباتی مدل می‌شود دشواری‌هایی را در پیاده‌سازی هنگام استفاده از نرم‌افزارهای 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 [۱۵، ۱۶ و ۳۲]. شرط مرزی آزاد نیز با توجه به این که حالت سر جسد انسان را تداعی می‌کند، در پژوهش‌های مختلف مورد استفاده قرار گرفته است [۲۰-۱۹ و ۲۲]. از آنجایی که این پژوهش با هدف توسعه یک مدل ساده از سر

انسان انجام شده است، به منظور ساده کردن فرایند پیاده‌سازی مدل، دو شرط مرزی مقید و آزاد مورد بررسی قرار گرفتند و در آینده می‌توان این محدودیت مدل را با توصیف فنهایی در ناحیه تحتانی مجموعه بهبود داد.

در واقعیت، بافت مغز دارای سطح صافی نیست و شامل پستی-بلندی بسیاری می‌باشد [۳۸]. در این پژوهش نیز با تمرکز بر ارائه یک مدل با پیاده‌سازی راحت و امکان بازتولید بالا، هندسه بدست آمده از تصاویر پزشکی دارای برآمدگی‌های سطح مغز بود. پژوهش نشان داده است که برای شبیه‌سازی دقیق رفتار مکانیکی مغز، استفاده از مدل‌های هایپرالاستیک ناهمسانگرد توصیه می‌شود [۴۸]. به دلیل ساده بودن مدل، ترکیب پیچیدگی ساختاری هندسه مغز با سطوح ناهموار و مدل مادی ناهمسانگرد، حل مساله را با چالش‌های بسیاری مانند پیاده‌سازی و واگرایی مواجه می‌کرد. بنابراین، از مدل مادی همگن همسانگرد استفاده شد که در تحقیقات پیشین نیز بکار گرفته شده است [۳۲]. عدم در نظر گرفتن مشخصه‌هایی مانند جنسیت و سن می‌تواند تعمیم نتایج را با چالش مواجه کند که محدودیت دیگر پژوهش حاضر است. به منظور بررسی اثر ضربه در مجموعه‌های مختلف که شامل آماری از زنان و مردان با سنین متفاوت باشد، نیاز به گستره‌ای از تصاویر پزشکی بود. این محدودیت در تحقیقات پیشین نیز که به چالش‌های مدل‌سازی سر انسان پرداخته‌اند بیان

شده است [۲۲ و ۳۲]. اخیراً کارمو و همکاران [۲۰] مدلی با جزئیات بیشتر مبتنی بر تصاویر پزشکی و مدل مادی ناهمسانگرد از سر یک زن ۶۵ ساله توسعه دادند. آن‌ها پیشنهاد دادند که لازم است در آینده مدل‌های سر تفاوت هندسی ناشی از جنسیت را مد نظر قرار دهند و مدل‌های 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 مدل‌های المان محدود سر انسان مشاهده شده است [۱۵، ۱۷ و ۶۰].

سرعت توپ گلف در زمین بازی می‌تواند 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 [۲۹] که سرعت‌های ۲۰، ۴۰ و ۶۵ متر بر ثانیه را مورد بررسی قرار دادند، نشان دادند که یک پاسخ نسبی بین سرعت توپ با تنش مجموعه و فشار مغز وجود دارد که با افزایش سرعت توپ، آسیب مغزی نیز بیشتر می‌شود. به دلیل محدودیت در امکان استفاده از سیستم محاسباتی قدرتمند، تحلیل حساسیت سرعت توپ در این پژوهش مورد ارزیابی قرار نگرفت. مدل حاضر می‌تواند به عنوان نقطه شروعی برای بررسی اثر سرعت توپ گلف بر آسیب مغزی مورد استفاده قرار گیرد و در تحقیقات آینده سرعت‌های متفاوت مورد بررسی قرار گیرند و پاسخ تنش، کرنش و فشار مغز و شدت آسیب تحلیل شود. بخش‌های مختلف

۴- 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 تحت شرایط مرزی مختلف مقید و آزاد برای مجموعه استفاده شده است. هندسه های 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 می کند و در حالتی که مجموعه مقید شده است، نوسانات شدیدی در پاسخ تنش و فشار دیده می شود. علاوه بر آن، تنش و فشار مغز به طور چشمگیری در هنگام مقید کردن مجموعه افزایش پیدا می کنند و مقدار شتاب سر نیز با افزایش مواجه می شود. همچنین، نشان داده شد که در لحظه برخورد، در هر دو شرایط مرزی، شتابی در محدوده ی آسیب سر انسان تولید می شود. 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 آستانه های گزارش شده با مقادیر ۰/۰۸۴ و ۰/۰۷۸ مگاپاسکال می باشد و نشان می دهد که مقدار تنش تولید شده در نواحی برخورد و مقابل برخورد در

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 [۶۱]. علاوه بر این، تحقیقات نشان داده است که پاسخ مدل های شبیه سازی شده وابسته به تعداد زیادی پارامتر است که با کوچکترین 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 [۶۲]. 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 [۶۳]. با توجه به این یافته ها و محدودیت محاسباتی پژوهش حاضر، ارزیابی عدم قطعیت انجام نشد و لازم است تا در آینده مدل 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 [۱۶ و ۱۹].

۵- واژه‌نامه

Traumatic Brain Injury	ضربه مغزی	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.
Intracranial Pressure	فشار مغز	
Diffuse Axonal Injury	آسیب عصبی نورون‌های مغزی	
Decay Factor	ضریب تحلیل	
Tie	تای	
PARDISO	پاردیسو	
Backward Differentiation	دیفرانسیلی رو به عقب	
Coup	ناحیه برخورد	
Contrecoup	ناحیه مقابل برخورد	
Corpus Callosum	جسم پینه‌ای	

۶- مراجع

- [1] S. Davoodi, M. Esmaeili 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>. In Persian.
- [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>. In Persian.
- [3] 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).
- [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, T. G. Machinis, A. Boev, E. C. Troup and J. S. Robinson Jr, "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, H. Nozawa, I. Kosugi and A. Ishii, "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, M. E. Kelley, A. K. Powers, 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, A. Majeed, H. Mustafa and N. Othman, "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, M. Ramzanpour, M. Ziejewski and G. Karami, "The strain rates in the brain, brainstem, dura, and skull under dynamic loadings," *Mathematical and Computational Applications*, vol. 25, no. 2, pp. 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, pp. (2021), <https://doi.org/10.21037/atm-21-134>.
- [18] R. A. Perkins, A. Bakhtarydavijani, A. E. Ivanoff, M. Jones, Y. Hammi and R. K. Prabhu, "Assessment of brain injury biomechanics in soccer heading using finite element analysis," *Brain Multiphysics*, vol. 3, pp. 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, pp. 107225, (2022), <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.107225>.
- [20] G. P. Carmo, M. Dymek, M. Ptak, R. J. Alves-de-Sousa and F. A. Fernandes, "Development, validation and a case study: The female finite element head model (FeFEHM)," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 231, pp. 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>. In Persian.
- [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, pp. 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, pp. 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. Haldar, "Finite element formulation and implementation of largely deformable soft viscoelastic brain tissue responses," *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 157, pp. 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, pp. 100421, (2022), <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2022.100421>.

- [31] G. M. Milef, L. E. Miller, D. M. DiGuglielmo, T. D. Payne, 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," *Am. J. Eng. Technol. Soc.*, 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. Houshan 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>. In Persian.
- [36] M. Ratajczak, M. Ptak, L. Chybowski, K. Gawdzińska and R. Będziński, "Material and structural modeling aspects of brain tissue deformation under dynamic loads," *Materials*, vol. 12, no. 2, pp. 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>. In Persian.
- [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>. In Persian.
- [40] J. H. McElhaney, J. L. Fogle, J. W. Melvin, R. R. Haynes, V. L. Roberts and N. M. Alem, "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. Hajiaghameh, I. S. Lan, C. W. Christian, B. Coats and S. S. Margulies, "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. Ostoj-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, pp. 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, pp. 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, pp. 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, pp. 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, pp. 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>.