

بررسی آسیب‌های مغزی سرنشین خودرو در تصادف از کنار و ارائه مدل محاسباتی برای شاخص‌های آسیب دینامیک آکسونال و غده ای زیردورال

بهنام مرادی، مسعود عسگری*

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۳۰ تیر ۱۳۹۵
بازنگری: ۵ آبان ۱۳۹۵
پذیرش: ۳ بهمن ۱۳۹۵
ارائه آنلاین: ۶ بهمن ۱۳۹۵

کلمات کلیدی:

بیومکانیک
آسیب مغز
تصادف از کنار
مدل اجزا محدود سر

چکیده: با توجه به دشواری انجام آزمون‌های واقعی و اهمیت مدل‌سازی دقیق آسیب‌های مغزی در این پژوهش مدل اجزا محدود سر انسان به منظور بررسی انواع مختلف آسیب‌های مغزی توسعه داده شده است. با استفاده از ۲۳۳ مقطع تصویربرداری تشدید مغناطیسی از سر یک فرد ۴۲ ساله و پردازش تصویر مدل هندسی بافت‌های استخوان جمجمه، پرده مننژ و مغز استخراج و ویرایش شده اند. خواص مکانیکی مربوط به هر یک از بافت‌ها با استفاده از مدل‌های ساختاری مناسب غیرخطی استخراج شده و اعتبارسنجی با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی موجود انجام شده است. با توجه به اثرات بسیار شدید ناشی از تصادف از کنار و آسیب پذیری بیشتر سرنشین در این موارد داده‌های شتاب در ناحیه سر در یک آزمایش تصادف از کنار در یک مدل‌سازی تصادف به دست آمده و به مدل اجزا محدود اعمال شده است. معیارهای آسیب مربوطه بر اساس داده‌های حاصل از شبیه‌سازی استخراج شده که نشان می‌دهند شتاب دورانی وارد شده به سر با دلیل افزایش فشار در پرده مننژ و ایجاد کرنش زیاد در بافت مغز موجب پارگی سرخرگ‌ها و سیاهرگ‌های مغزی شده و بیشترین سهم را در شدت آسیب‌های مغزی دارد. درحالی‌که شتاب خطی به تنهایی منجر به آسیب‌های شدیدی در مغز نمی‌شود.

۱- مقدمه

امروزه حوادث ترافیکی از لحاظ آماری رتبه نخست را در بین حوادث دارد و به دنبال آن سالانه افراد زیادی در این حوادث مجروح و یا کشته می‌شوند. عمده دلایل مرگ و میر در تصادفات به دلیل آسیب مغزی می‌باشد. شتاب ناگهانی و ضربه مستقیم از عوامل مهم آسیب مغزی می‌باشند. شبیه‌سازی و بررسی پاسخ دینامیکی سر تحت ضربه و شتاب‌های ناگهانی زیاد، تنها راه پیش‌بینی شدت و محل آسیب می‌باشد. بیومکانیک ضربه مغزی تلاش می‌کند که فرآیند فیزیکی متناظر با آسیب‌های مغزی را مورد مطالعه قرار داده و آن را به آسیب‌شناسی فیزیولوژیک بافت مغز ارتباط دهد. براساس آمار موجود از هر ۱۰۰ هزار نفر ۹۵ نفر دچار انواع آسیب مغزی می‌شوند که از این تعداد ۲۳ درصد منجر به فوت می‌شود [۱].

هر نوع ضربه مغزی می‌تواند موجب آسیب به رگ‌های خونی و بافت‌های احاطه کننده مغز و در نتیجه خون‌ریزی مغزی شود. طیف آسیب‌های ناشی از آسیب مغزی از یک ورم ساده زیر پوست سر و به علت خون‌ریزی و جمع شدن میان بافتی در محل ضربه تا خون‌ریزی وسیع مغزی و آسیب به بافت مغز متفاوت است. تقسیم‌بندی‌های مختلفی برای ضربه‌های مغزی عنوان شده است. نوع اول ضربه‌های مغزی ناشی از برخورد اجسام خارجی و نوع دوم ضربه‌های مغزی ناشی از وارد آمدن شتاب ناگهانی به سر و بدون برخورد مستقیم می‌باشد.

نویسنده عهده‌دار مکاتبات: asgari@kntu.ac.ir

با افزایش حادثه‌های ترافیکی احساس نیاز شدیدی برای پرده برداری از مکانیزم آسیب‌های مغزی ایجاد شد. هاردی و مارکال در سال ۱۹۷۳ و نیکل و مارکال در سال ۱۹۷۴ اولین تلاش‌ها را در جهت ساخت یک مدل اجزا محدود از جمجمه سر انسان به ثبت رساندند [۲، ۳]. در سال ۱۹۷۵ شوگر و همکاران با در نظر گرفتن رفتار مایع برای مغز مدل هاردی و مارکال را بهبود بخشیدند [۴]. بعد از کار هورسی و لیو [۵] در سال ۱۹۸۱، افراد زیادی در حوزه ساخت مدل‌های اجزا محدود دقیق از سر انسان به فعالیت پرداختند که از میان آن‌ها می‌توان به روان و همکاران در سال ۱۹۹۴، گیلشرت و همکاران در سال ۱۹۹۸، والینگر و دیگران در سال ۲۰۰۲ اشاره کرد [۸-۶]. مفهوم آسیب چرخشی و دورانی سر برای اولین بار در مقالات هالبورن، اومایا و همکاران به طور متمایز بررسی شد که در این مطالعات بافت مغز با فرض چگالی یکنواخت و تراکم ناپذیر مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد که تنش و کرنش برشی خطرناک هستند و باعث پارگی در رگ‌های خونی می‌شوند و همچنین حرکت چرخشی سر بیشترین سهم را در آسیب‌های مغزی دارد [۹، ۱۰]. اومایا و همکاران پیشنهاد دادند که چرخش به تنهایی نمی‌تواند آسیبی در حد ضربه مستقیم ایجاد کند مگر اینکه سرعت چرخشی پیش‌بینی شده دو برابر شود [۱۰، ۱۱]. نتایج حاصله از پژوهش‌های آنان نشان می‌دهد که چرخش تنها در نیمی از آسیب سهیم است و نیمه دیگر آن ناشی از تغییر شکل جمجمه است. گل‌مان و همکاران [۱۲] در سال ۲۰۱۵ مدل اجزا محدود بسیار جامعی از بدن انسان برای

مورد استفاده در این پژوهش به صورت کلی دارای سه زیر مدل مجمله یکپارچه، مغز یکپارچه و مایع مننژی بین مغز و مجمله می‌باشد که با استفاده از روش پردازش تصاویر پزشکی MRI متعلق به یک فرد ۴۲ ساله تهیه شده‌اند. این مدل در مقایسه با مدل‌های مشابه دارای دقت هندسی بسیار زیادی بوده و دارای کمترین اختلاف با اندازه‌های واقعی می‌باشد. از این مدل می‌توان در بررسی و شبیه‌سازی آسیب‌های ناشی از تصادف استفاده کرد و با تکیه بر نتایج حاصله، خودروها با دیدگاه امنیتی قوی‌تری بازطراحی شوند. همچنین از این مدل می‌توان در بررسی اثر شتاب‌های ناگهانی در شدت آسیب مغزی سرنشین استفاده کرده و طراحی سازه‌هایی مانند هواپیما و فضاپیما را براساس نتایج آن انجام داد. شایان توجه است، ارائه مدل محاسباتی برای ارزیابی آسیب‌های مذکور و پیش‌بینی بالینی این نوع آسیب‌ها و نیز ارزیابی این موضوع در تصادف از کنار در تحقیقات پیشین بررسی نشده‌اند و پرداختن به این موضوع در کنار توسعه یک مدل بسیار کارآمد و دقیق هندسی و رفتاری از سر انسان براساس داده‌های تصویری مناسب که قادر به پیش‌بینی بالینی آسیب‌های مغزی است از نوآوری‌های قابل توجه این پژوهش می‌باشند.

۲- ایجاد مدل هندسی مناسب

ساخت مدل هندسی سر شامل مجمله، مغز و پرده مننژ، یک فرآیند مرحله‌ای و منظم می‌باشد. این مراحل به ترتیب عبارت‌اند: از تهیه تصاویر MRI، ساخت مدل اولیه اجزا با روش پردازش تصویر در نرم‌افزار میمیکس ۱۷^۴، ویرایش مدل هر یک از اجزا در نرم‌افزار تری‌ماتیک^۵ و تهیه مدل هندسی، استخراج دقیق مدل پرده مننژ در نرم‌افزار سالیدورکس^۶ و سوار کردن مدل کلی سر شامل هر سه عضو مجمله، پرده مننژ و مغز.

۲-۱- تهیه و پردازش تصاویر MRI سر انسان

اولین مرحله در راستای ساخت مدل هندسی سر، تهیه تصاویر پزشکی MRI از سر می‌باشد. دقت دستگاه و تعداد تصاویر تهیه شده از نکات تعیین‌کننده در دستیابی به مدل هندسی دقیق می‌باشند. دقت دستگاه به معنای دقت تصاویر نیز هست. هرچه دقت تصاویر بیشتر باشد، بافت‌های مختلف درون مغز مانند بافت ماده سفید و خاکستری، بطن‌ها، مخچه، خون و مایعات سیال، چربی‌ها و ... دارای وضوح بیشتری می‌باشند و همین موجب می‌شود که بتوان مرز بین بافت‌ها را تشخیص داده و مدل هر یک را به صورت جداگانه استخراج کرد. تعداد تصاویر اما در دقت اندازه‌ها تأثیر دارند. هرچه تعداد تصاویر بیشتر و فاصله بین مقطع تصاویر کمتر باشد، مدل به اندازه واقعی خود نزدیک می‌شود. دستگاه تصویر برداری برای تهیه تصاویر مورد استفاده در این پژوهش ساخت شرکت زیمنس و دارای شدت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا می‌باشد. تصاویر تهیه شده توسط این دستگاه دارای

استفاده در شبیه‌سازی تصادف از کنار توسعه داده و آسیب‌های ایجاد شده در اندام‌های مختلف را بررسی نمودند؛ اما جزئیات آسیب در اندام به ویژه مغز مدل برای پیش‌بینی صدمات مغزی کافی نبود. لی و همکاران [۱۳] نیز با ایجاد یک مدل هندسی و اجزا محدود مناسب برای شبیه‌سازی تصادف آسیب‌های ناشی از برخورد مستقیم بدنه به سر را مطالعه نمودند؛ اما در این پژوهش اثرات و صدمات ناشی از شتاب قابل توجه تصادف بررسی نشده است. ساهو و همکاران [۱۴] نیز در سال ۲۰۱۶ با توسعه یک مدل اجزا محدود از سر انسان به صدمات وارد بر مجمله و ارائه معیار مناسب برای آسیب در استخوان مجمله پرداختند.

مطالعات انجام شده نشان‌دهنده این موضوع بودند که برای کسب داده‌های دقیق‌تر نیاز به مدل‌هایی با پیچیدگی بیشتری می‌باشد. کلیون و همکاران اولین مدل پیچیده‌ای را که شامل جزئیات بود، ارائه کردند. نتایج آن‌ها نشان می‌داد که ضربه جلویی به سر باعث حرکت بیشتری در مغز می‌شود [۱۵]. ساهو و ویلیتجر [۱۶] در سال ۲۰۱۶ به بررسی آسیب‌های نوع DAI ناشی از شتاب‌های انتقالی خطی بدون در نظر گرفتن شتاب‌های دورانی در برخورد سر پرداختند. در این تحقیق سایر آسیب‌ها به‌ویژه شاخص SDH^۲ بررسی نشده است. ایشان با استفاده از یک مدل سه بعدی به این نتیجه رسید که در پالس شتاب خطی معیارها مطابقت خوبی با کرنش‌های ایجاد شده نشان می‌دهند [۱۶]. ژانگ و همکاران با استفاده از یک مدل سه بعدی دقیق به نام simon و با مقایسه کرنش‌های ناشی از شتاب زاویه‌ای و خطی و مطابقت با داده‌های آزمایشگاهی به این نتیجه رسیدند که شتاب زاویه‌ای بیش از ۹۰ درصد کرنش را سبب می‌شود [۱۷].

از شاخص‌های بسیار مهم آسیب مغزی DAI و SDH می‌باشند که در صورت محاسبه آنها در یک مدل محاسباتی کمک شایانی به تحلیل و پیش‌بینی میزان آسیب در هر حادثه می‌نمایند. مواردی از آسیب به سیستم عصبی مغزی که فرد علی‌رغم وارد آمدن آسیب به سیستم عصبی مغزی همچنان در حالت هوشیاری بوده و یا مواردی که منجر به بیهوشی و کما می‌شود، DAI گفته می‌شود که به دو نوع خفیف (کمتر از ۲۴ ساعت بیهوشی) و شدید (بیشتر از ۲۴ ساعت بیهوشی) تقسیم‌بندی می‌شوند. همچنین به مواردی از آسیب که منجر به خون‌ریزی مغزی می‌شود و در فضای بین مجمله و مغز لخته خونی تشکیل می‌شود، SDH گفته می‌شود.

شبیه‌سازی و ارائه یک مدل محاسباتی برای پیش‌بینی بالینی این نوع آسیب‌ها در تحقیقات قبلی به چشم نمی‌خورد. بر این اساس با توجه اثرات بسیار شدید ناشی از تصادف از کنار و آسیب‌پذیری بیشتر سرنشین در این موارد داده‌های شتاب در ناحیه سر در یک آزمایش تصادف از کنار^۳ در یک مدل‌سازی تصادف به دست آمده و به مدل اجزا محدود اعمال شده است و معیارهای آسیب SDH و DAI براساس داده‌های حاصل از شبیه‌سازی استخراج و با معیارهای آسیب موجود مقایسه شده‌اند. مدل اجزا محدود

4 MIMICS 17
5 3Matic
6 SolidWorks

1 Diffuse Axonal Injury
2 Subdural Hematoma
3 Side crash

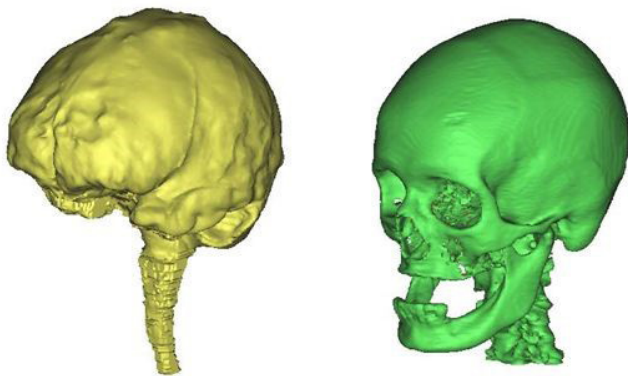


Fig. 2. Skull and cervix(right), brain tissue and brain root (left) after separation in MIMICS17

شکل ۲: استخوان جمجمه و مهره‌های گردنی (سمت راست)، بافت مغز و ساقه مغزی در انتهای مغز (سمت چپ) پس از جداسازی در نرم‌افزار میمیکس ۱۷

۲-۲- اصلاح و بهینه‌سازی مدل هندسی اولیه

مدل سه بعدی اولیه جمجمه و مغز همانطور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، دارای حفره‌ها و ناهمواری‌های زیادی بر روی سطوح داخلی و خارجی خود می‌باشند. وجود این ناهمواری‌ها و حفره‌های ریز، جزء بندی مدل را غیرممکن می‌سازند. مدل استخوان جمجمه دارای ناپیوستگی‌ها و حفره‌های بسیار زیادی است. برای جلوگیری از ایجاد مشکل در مرحله جزء بندی، این ناهمواری‌ها باید صاف شده و حفره‌ها نیز به صورت کامل از بین رفته باشند. برای این منظور فضای بین مهره‌ها، سینوس‌ها، سوراخ گوش‌ها، فضای خالی بین استخوانچه‌های بینی و حدقه چشم و ... به صورت کامل به وسیله بافت استخوانی و با دقت زیاد پر شده‌اند. سپس با وارد کردن مدل در نرم‌افزار تری‌ماتیک سطوح مدل هموار شده و نقاط تیز به صورت کامل از بین رفتند. شکل ۳ نمایی از مدل‌های ویرایش شده جمجمه و مغز را نمایش می‌دهد.

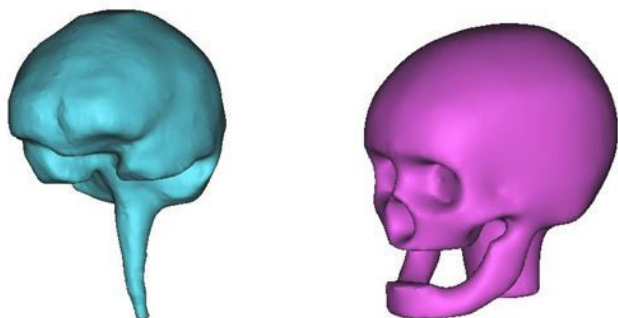


Fig. 3. Skull (right), brain tissue t (left) after final process in 3MATICS

شکل ۳: نمایی از استخوان جمجمه (سمت راست) و بافت مغز (سمت چپ) پس از ویرایش نهایی در نرم‌افزار تری‌ماتیک

کیفیت معمولی می‌باشند. تعداد ۲۳۳ مقطع تصویر افقی (از بالاترین نقطه پوست سر تا انتهای مهره‌های گردنی) با فاصله یک میلی‌متر از سر یک فرد ۴۲ ساله با استفاده از دستگاه مذکور تهیه شد. این تصاویر با قالب dcm از نرم‌افزار دستگاه استخراج و ذخیره شدند.

در مرحله بعد تصاویر تهیه شده با قالب dcm در نرم‌افزار پردازش تصاویر پزشکی میمیکس ۱۷ وارد شدند. هرچه دقت تصاویر بیشتر باشد، تعداد بافت‌های بیشتری قابل رؤیت می‌باشند و همچنین مرز بین بافت‌ها نیز برای نرم‌افزار قابل تشخیص تر خواهد بود. شکل ۱ نمایی از تصاویر MRI را در سه صفحه متعام نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود به دلیل کیفیت معمولی تصاویر، تنها دو بافت سخت (استخوان) و نرم^۲ (مغز، چربی و مایعات) برای نرم‌افزار قابل تشخیص هستند. بافت استخوان جمجمه و مغز دارای وضوح کافی می‌باشند و مدل سه بعدی آن‌ها قابل استخراج می‌باشد. اما نکته خیلی مهمی که باید بدان توجه شود، این است که به دلیل کیفیت معمولی تصاویر نرم‌افزار قادر به ارائه مدل مایعات نیست و به همین دلیل فضای پر شده با مایعات را خالی نشان می‌دهد. از طرفی چون حالت فیزیکی پرده منژ از مایع می‌باشد؛ لذا برای نرم‌افزار قابل تشخیص نبوده است. پس از شناسایی تصاویر توسط نرم‌افزار، جداسازی^۳ بافت‌های مغز و جمجمه قابل انجام است. با تنظیم آستانه جداسازی پیکسل‌ها در محدوده بافت سخت استخوانی و با استفاده از دستورات Dynamic Region Growing و Region Growing، استخوان جمجمه و مهره‌های گردنی جداسازی شد. بافت مغز نیز با همین روش و تنظیم آستانه جداسازی پیکسل‌ها در محدوده بافت نرم جداسازی شد. شکل ۲ نمایی از استخوان جمجمه و مغز را پس از جداسازی نمایش می‌دهد.

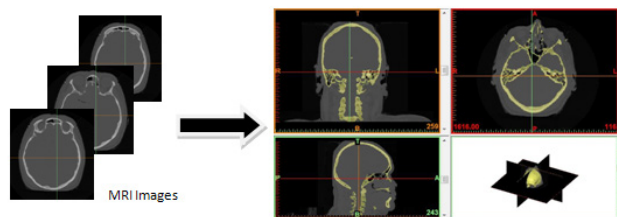


Fig. 1. Input MRI images for MIMICS17 software

شکل ۱: تصاویر MRI وارد شده به نرم‌افزار میمیکس ۱۷

مدل هندسی پرده منژ به دلیل فقدان آستانه جداسازی پیکسلی مایعات در نرم‌افزار قابل استخراج نیست. به همین دلیل باید از روشی دیگر برای استخراج مدل پرده منژ استفاده شود. این کار در مرحله سوار کردن (مونتاژ) در نرم‌افزار سالیدورکس انجام شد.

- 1 Bone
- 2 Soft Tissue
- 3 Segmentation

است. میلر و چنزی با انجام آزمایش‌هایی بر روی بافت مغز خوک به این نتیجه رسیدند که با افزایش سرعت بارگذاری سفتی بافت مغز بیشتر می‌شود [۱۹، ۱۸]. در سال ۲۰۱۳ جین و همکاران با انجام آزمایش بر روی نمونه‌های بسیار زیادی به این نتیجه رسیدند که ماده خاکستری سخت‌تر از ماده سفید مغز می‌باشد [۲۰]. در سال ۲۰۱۵ شفیی و دیگران آزمایش‌هایی را بر روی بافت تازه مغز گاو انجام دادند. آنها ضرایب هایپرالاستیک، ویسکوالاستیک بافت مغز را به دست آوردند [۲۱].

در این پژوهش برای مدل‌سازی رفتار تنش کرنش از معادله ساختاری هایپرالاستیک آگدن استفاده شده است. پارامترها و ضرایب ضروری برای ماده هایپرالاستیک اعمال شده به مغز از نتایج پژوهش آزمایشگاهی جین و همکاران و نیز ریچارد موران و همکاران استخراج شده است [۲۰، ۲۲]. از آنجایی که ۶۰ درصد بافت مغز از ماده سفید تشکیل شده است، در پژوهش حاضر از ترکیب متناسب خواص ماده سفید و خاکستری استفاده شده و با استفاده از مدل هایپرالاستیک آگدن^۵ پارامترهای ماده استخراج شده است. توصیف هایپرالاستیک برای موادی استفاده می‌شود که کرنش الاستیک قابل بازگشت بسیار زیادی در آنها ایجاد می‌شود. پاسخ یک ماده الاستیک به کرنش می‌تواند با تابع انرژی کرنشی مدل شود. برای مواد الاستیک خطی این تابع به صورت زیر خواهد بود:

$$W = \frac{1}{2} C_{ijkl} \varepsilon_{ij} \varepsilon_{kl} \quad (1)$$

که در آن C_{ijkl} یک تانسور مرتبه چهارم است که ثابت‌های الاستیک ماده را تعریف می‌کند. این تابع انرژی کرنشی برای تانسورهای کرنش تغییر شکل‌های کوچک تعریف می‌شود. حالت تعمیم یافته قانون هوک برای تنش با مشتق جزئی W نسبت به کرنش به دست می‌آید [۲۳]:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad (2)$$

ثابت الاستیک از مشتق جزئی دوم W نسبت به کرنش به دست می‌آید:

$$C_{ijkl} = \frac{\partial^2 W}{\partial \varepsilon_{ij} \partial \varepsilon_{kl}} \quad (3)$$

برای مواد غیرخطی ثابت‌های الاستیک به طور مشابه از تابع انرژی کرنشی تعیین می‌شوند، اگرچه برای تغییر شکل‌های بزرگ تانسور کرنش با تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ^۶ (E) جایگزین شده و تانسور تنش با تانسور تنش مرتبه دوم پایولا-کیرشهف^۷ (S) شناخته می‌شود، تمایز مهم آن در بیان رفتار ماده در یک نقطه مستقل از حرکت صلب و براساس سطح اولیه است. این مدل از توابع انرژی کرنشی معمولاً با نام‌تغیرهای تانسور تغییر

پس از انجام ویرایش نهایی در نرم‌افزار تری‌ماتیک هریک از مدل‌های مجمله، پرده مننژ و مغز به صورت جداگانه و با قالبی قابل انتقال بین نرم‌افزارهای مدل‌سازی هندسی و اجزا محدود ذخیره شد. شکل ۴ در سمت راست نمای برش خورده مدل پرده مننژ را نشان می‌دهد. پس از استخراج مدل هندسی پرده مننژ، مدل کلی سر شامل هر سه زیر مدل مذکور آماده ورود به نرم‌افزار تحلیل اجزا محدود شد.

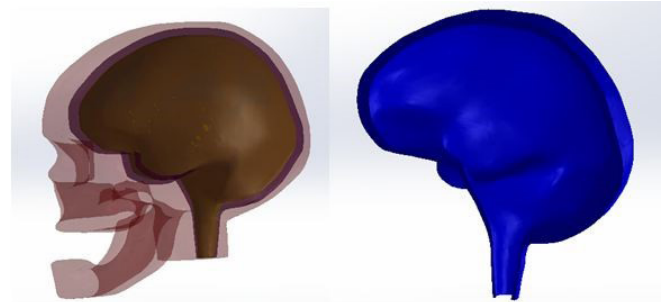


Fig. 4. Intercut of space between brain and skull (right) and assembled model of human head

شکل ۴: برش خورده پرده مننژ که فضای بین مجمله و مغز را پر کرده است (سمت راست) و مدل سوار شده سر انسان شامل زیرمدل‌های مجمله، پرده مننژ و مغز (سمت چپ)

۳- ایجاد مدل اجزا محدود برای تحلیل دینامیکی

با سوار کردن نهایی زیرمدل‌ها که در مرحله قبل به اتمام رسید، کلیه حالات احتمالی تداخل از بین رفته و زیرمدل‌ها به صورت کامل روی هم قرار گرفتند. در این پژوهش برای انجام تحلیل از نرم‌افزار تحلیل اجزا محدود آباکوس ۱۴.۳^۱ استفاده شده و زیر مدل‌ها هرکدام به صورت جداگانه وارد نرم‌افزار شده و مجدداً مدل سر سوار شده و کلیه تحلیل‌ها به صورت دینامیک انجام می‌گیرد.

۳-۱- خواص مکانیکی بافت‌ها

خواص مکانیکی بافت‌های زنده بدن انسان از جمله بافت مغز همواره یک موضوع تحقیقاتی پرچالش در حوزه بیومکانیک بوده است. از آنجایی که دستیابی به بافت تازه مغز انسان عملاً غیرممکن بوده است، محققان از بافت‌های مرده مغز اجساد آزمایشگاهی انسان و حیواناتی مانند گاو و خوک استفاده کرده‌اند. به طور کلی سه فرض رفتار هایپر الاستیک^۲، رفتار ویسکوالاستیک^۳ و رفتار ویسکوهایپرالاستیک^۴ برای بافت مغز در نظر گرفته می‌شود.

محققان زیادی به انجام آزمایش بر روی بافت مغز پرداخته‌اند. نتایج این محققان در مطالعه بیومکانیک ضربه مغزی کاربرد وسیعی را به خود دیده

- 1 Abaqus 6.14.3
- 2 Hyperelastic
- 3 Viscoelastic
- 4 Visco-Hyperelastic

- 5 Ogden
- 6 Green-Lagrangian deformation tensor
- 7 The second order Piola-Kirchoff stress tensor

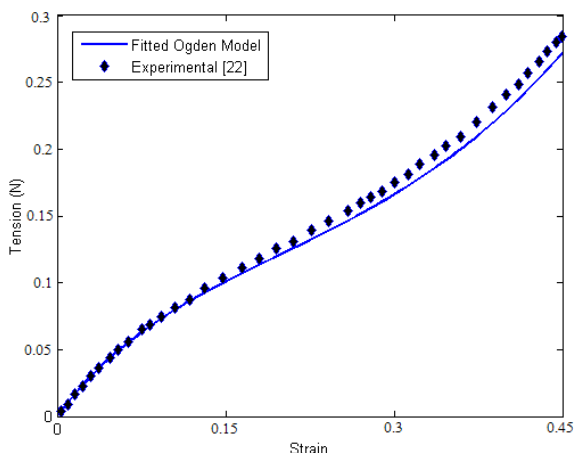


Fig. 5. Experimental 1D tension test data and Ogden model result

شکل ۵: داده‌های تجربی کشش یک بعدی و مدل آگدن با پارامترهای بهینه شده

جدول ۱ نشان داده شده است. $\alpha_1, \mu_1, \alpha_2, \mu_2$ ثابت‌های ماده در مدل مرتبه دوم آگدن و G مدول برشی می‌باشند. همچنین مجموعه و پرده مننز به صورت الاستیک و با خواص داده شده در جدول ۲ مدل‌سازی شده‌اند.

جدول ۱: پارامترها و ضرایب هایپر الاستیک آگدن مربوط به ماده سفید مغز

Table 1. Hyperelastic coefficient of brain tissue due to Ogden model

G, Pa	ν	α_2	μ_2, Pa	α_1	μ_1, Pa
۸۹۷/۶	۰/۴۳	-۶/۰۷	۸۲۶/۳۵	۱۱/۶۱	۷۱/۳۳

جدول ۲: رفتار و خواص مکانیکی بافت‌های مجموعه، پرده مننز و مغز [۲۲]

Table 2. Mechanical properties of skull, meninges and brain tissue [22]

زیرمدل	رفتار مکانیکی	چگالی، kg/m^3	نسبت پواسون	مدول یانگ، Pa
مجموعه	الاستیک	۲۰۷۰	۰/۲	۶/۵(۱۰ ^۹)
پرده مننز	الاستیک	۱۰۰۴	۰/۴۹۹	۱/۵(۱۰ ^۹)
مغز	هایپر الاستیک	۱۰۶۰	۰/۴۳	جدول ۱

۳-۲- شرایط مرزی و ایجاد شبکه اجزا

پس از سوار کردن مجدد زیرمدل‌ها مرحله اعمال شرایط مرزی انجام می‌گیرد. در مطالعه آسیب‌های مغزی ناشی از ضربه به طور کلی دو نوع شرط مرزی برای گردن در نظر گرفته می‌شود. شرط مرزی آزاد و شرط مرزی ثابت. بسیاری از پژوهشگران بر این باور هستند که به دلیل زمان بسیار کوتاه ضربه، می‌توان از تأثیر مهره‌های گردنی و ماهیچه‌ها صرف نظر کرده و شرایط آزاد را برگزید [۲۱]. بر همین اساس در این پژوهش شرط مرزی آزاد در نظر گرفته شده است.

برهم‌کنش تماسی بین مجموعه، مایع مننژی و بافت مغز یکی از مسائلی می‌باشد که بیومکانیک آسیب مغزی تاکنون پاسخ قاطعی برای آن نیافته

شکل کوشی راست^۱ تعریف می‌شوند که نشان‌دهنده کرنش اندازه‌گیری شده بر واحد سطح تغییر شکل یافته بر روی جزئی از سطح در حالت تغییر شکل یافته است. برای به دست آوردن تانسور تنش پایولا-کیرشیف از تابع انرژی کرنشی مشتق گرفته می‌شود:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (۴)$$

که در آن S_{ij} مؤلفه‌های تنش دوم پایولا و E_{ij} مؤلفه‌های کرنش لاگرانژی^۲ و W تابع پتانسیل انرژی کرنشی می‌باشند. با استفاده از تعریف تانسور تغییر شکل گرین-لاگرانژ که عبارت است از:

$$E_{ij} = \frac{1}{2}(C_{ij} - \delta_{ij}) \quad (۵)$$

که در آن C_{ij} مؤلفه‌های تانسور کرنش کوشی-گرین راست و δ_{ij} مؤلفه‌های دلتای کرونگر می‌باشند. با به کار بردن قانون مشتقات زنجیره‌ای برای رابطه (۴) و استفاده همزمان از رابطه (۵) عبارت زیر برای تانسور تنش پایولا-کیرشیف حاصل خواهد شد [۲۳]:

$$S = \frac{\partial W}{\partial C} \frac{\partial C}{\partial E} = 2 \frac{\partial W}{\partial C} \quad (۶)$$

که در آن C تانسور کرنش کوشی-گرین است و S تانسور تنش پایولا-کیرشیف می‌باشد. مطالعات و شبیه‌سازی‌های انجام شده نشان داد که تابع انرژی کرنشی قابل قبول برای بافت مورد نظر مدل تابع پتانسیل آگدن می‌باشد که تابع پتانسیل انرژی را به شکل رابطه زیر ارائه می‌کند [۲۳]:

$$W = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{\alpha_n} (\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3) \quad (۷)$$

که در آن μ_n و α_n ثابت‌های ماده و λ کشیدگی‌های اصلی می‌باشند. اکنون باید رابطه تنش کوشی برای مدل آگدن استخراج گردد، با اعمال عملیات جبری برای حذف تنش هیدرواستاتیک از روابط، رابطه تنش کوشی را می‌توان به ترتیب معادله زیر استخراج نمود [۲۳]:

$$\sigma_i = J^{-1} \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} \quad (۸)$$

که J ژاکوبین گرادیان تغییر شکل می‌باشد. به این ترتیب با استفاده از نتایج آزمون‌های تجربی رایج می‌توان از طریق برازش منحنی برای شناسایی پارامترهای ثابت ماده استفاده نمود. در شکل ۵ داده‌های تجربی و نمودار منطبق شده بر داده‌ها با استفاده از مدل آگدن نشان داده شده است.

پارامترهای حاصل از بهینه‌سازی تطابق مدل آگدن با نتایج تجربی در

- 1 The right Cauchy deformation tensor
- 2 Green-Lagrange Strain

و همکاران در آزمایش مذکور با برخورد روی سر جسد انسان توانستند فشار درون مغزی را در پیشانی، آهیانه، پشت مغز و چشم با استفاده از حسگرهای فشار در طول زمان برخورد (۰/۱۵ ثانیه) به دست بیاورند [۲۴]. داده‌های به دست آمده توسط ناهوم و همکاران مبنای اعتبارسنجی مدل اجزا محدود مورد استفاده در این پژوهش می‌باشد.

شرایط آزمایش ناهوم به این صورت بود که سر جسد انسان را در زاویه ۴۵ درجه قرار داده و یک وزنه ۵ کیلوگرمی را با سرعت ۶ متر بر ثانیه با آن برخورد دادند. شکل ۷ در سمت چپ نحوه قرارگیری جسم برخوردی و سر را نسبت به هم نشان می‌دهد. شکل ۷ در سمت راست محل اندازه‌گیری فشار در مخچه را نشان می‌دهد. مقایسه داده‌های فشار مغزی در محل مخچه بین پژوهش حاضر که مطابق روند مذکور و نمایش داده شده در شکل ۷ به دست آمده است با آزمایش ناهوم و همکاران [۲۴] در شکل ۸ نمایش داده شده است که بیانگر تطابق بسیار مناسب نتایج می‌باشد.

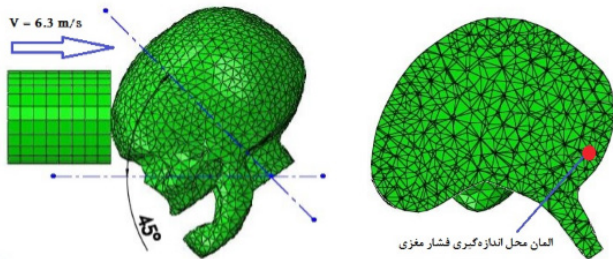


Fig. 7. Configuration of projectile and head in FE model of Nahum's test (left), Location for measurement of brain pressure

شکل ۷: نحوه قرارگیری جسم برخوردی و سر در شبیه‌سازی اجزا محدود مشابه شرایط آزمایش ناهوم و همکاران (سمت چپ) و اجزا محل اندازه‌گیری تاریخچه فشار مغزی در ناحیه مخچه (سمت راست)

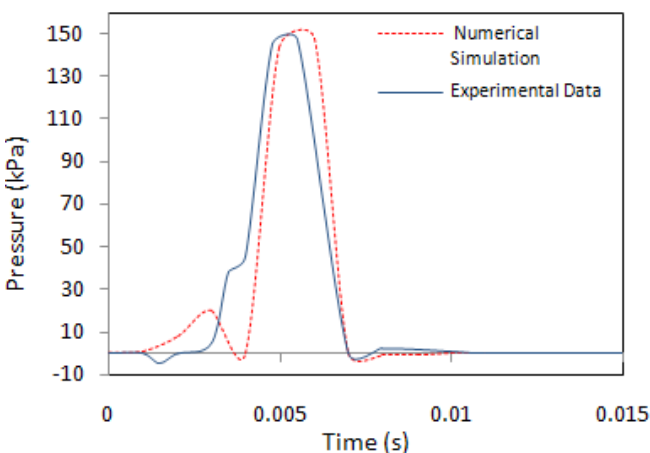


Fig. 8. Brain pressure obtained in present study and Nahum's test [24]

شکل ۸: مقایسه داده‌های فشار مغزی در قسمت مخچه بین پژوهش حاضر و آزمایش ناهوم و همکاران [۲۴]

است. از طرفی شرایط تماس در درستی جواب تحلیل‌های اجزا محدود بسیار تعیین کننده است و نقش مهمی را ایفا می‌کند [۲۱]. یکی از پرکاربردترین انواع شرط مرزی مورد استفاده در این مورد اتصال مرزی جلداندنی است که در این پژوهش نیز استفاده شده است. این اتصال بدین معناست که درجات آزادی در گره‌های هم مرز وابسته به یکدیگر می‌باشند و در مرز بین مجسمه و منتر گره‌های هم مرز در راستای مماسی و عمودی نسبت به یکدیگر حرکت نسبی ندارند. همانند مجسمه و منتر، بین مغز و منتر نیز چنین شرایطی برقرار است.

در مرحله ایجاد اجزا، کل مدل به صورت یکپارچه اجزاندی شد. سپس اجزای تولید شده در هر زیرمدل کنترل کیفیت شده و اجزای معیوب اصلاح شده و مدل‌ها برای بار دوم با اجزایی با تعداد و کیفیت بهینه تولید شدند. جدول ۳ تعداد گره‌ها، نوع و تعداد اجزای هر زیرمدل را نمایش می‌دهد. شکل ۶ به ترتیب از راست به چپ هر یک از زیرمدل‌های مجسمه، پرده منتر و مغز را پس از انجام مراحل اجزاندی نشان می‌دهد.

جدول ۳: تعداد گره‌ها، نوع و تعداد اجزای هر زیرمدل پس از انجام مراحل اجزاندی

Table 3. Number and type of element used in each submodel

نوع المان	تعداد جزء	تعداد گره	زیر مدل
C3D4	۱۷۷۳۲	۴۴۶۴	مجسمه
C3D4	۱۴۰۷۴	۴۴۷۵	پرده منتر
C3D4	۱۷۳۵۸	۳۴۷۸	مغز

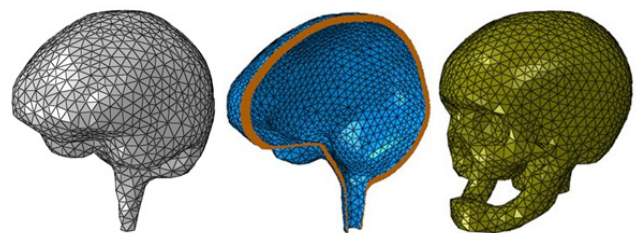


Fig. 6. Generated mesh for model of skull, meninges, brain

شکل ۶: از راست به چپ، مدل مجسمه، مدل برش خورده پرده منتر و مدل مغز پس از انجام مراحل اجزاندی

۴- نتایج عددی

۴-۱- صحنه‌گذاری مدل

برای صحنه‌سنجی مدل‌سازی انجام شده نکته قابل تأمل کمبود مدل‌های با دقت کافی و آزمایش‌های تجربی مناسب می‌باشد. اما در این رابطه آزمایش ناهوم و همکاران [۲۴] از جمله معتبرترین آزمون‌های تجربی می‌باشد که در بسیاری از تحقیقات مورد استناد قرار می‌گیرد. از این رو بارگذاری اعمال شده در این پژوهش مشابه بارگذاری آزمایش ناهوم و همکاران می‌باشد. ناهوم

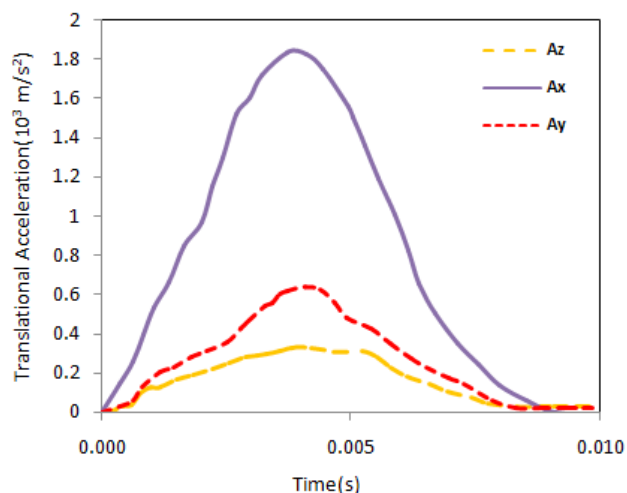


Fig. 10. Time history of linear acceleration applied on head during crash time [26]

شکل ۱۰: تاریخچه شتاب انتقالی وارده به سر در طول زمان تصادف [۲۶]

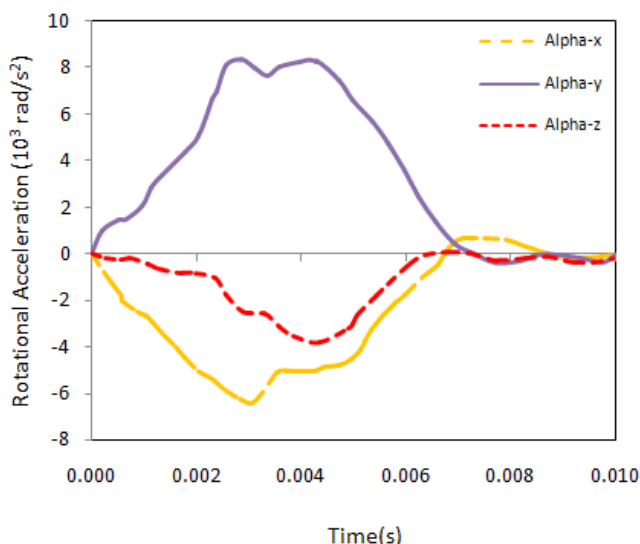


Fig. 11. Time history of rotational acceleration applied on head during crash time [26]

شکل ۱۱: تاریخچه شتاب دورانی وارده به سر در طول زمان تصادف [۲۶]

همچنان در حالت هوشیاری بوده و یا مواردی که منجر به بیهوشی و کما می‌شود، به دو نوع خفیف (کمتر از ۲۴ ساعت بیهوشی) و شدید (بیشتر از ۲۴ ساعت بیهوشی) تقسیم‌بندی شده و به آن DAI گفته می‌شود. مواردی از آسیب که منجر به خون‌ریزی مغزی می‌شود و در فضای بین جمجمه و مغز لخته خونی تشکیل می‌شود SDH گفته می‌شود [۲۷].

کارولین و والینگر [۲۸] با شبیه‌سازی ۵۹ مورد آسیب مغزی شامل ۱۱ مورد تصادف موتورسیکلت، ۲۰ مورد حادثه فوتبال و ۲۸ مورد تصادف عابر پیاده بر روی مدل دانشگاه استراسبورگ محدوده انواع آسیب‌های مغزی DAI و SDH را در قالب‌های تنش و کرنش مغزی و فشار مننژی به‌دست آوردند. در این پژوهش به منظور بررسی و پیش‌بینی نوع و شدت آسیب‌های مغزی ناشی از آزمایش تصادف، از این نتایج استفاده شد. در جدول ۴ خلاصه‌ای از این نتایج که به عنوان معیار آسیب قابل استفاده می‌باشند، آمده است.

۴-۲- شبیه‌سازی تصادف از کنار

در این بخش با توجه اثرات بسیار شدید ناشی از تصادف از کنار و آسیب‌پذیری بیشتر سرنشین در این موارد داده‌های شتاب در ناحیه سر در یک آزمایش تصادف از کنار، یک آزمایش تصادف از کنار^۱ به منظور بررسی آسیب‌های مغزی شبیه‌سازی شد. داده‌های تاریخچه شتاب وارده به سر راننده از گزارش اندازه‌گیری‌های تجربی در آزمایش تصادف ارائه شده توسط مؤسسه ملی امنیت جاده‌ای^۲ [۲۵] و نیز از شبیه‌سازی عددی تصادف با استفاده از آدمک مصنوعی اجزا محدود در نرم افزار LS-DYNA و اندازه‌گیری شتاب‌های وارد بر سر قابل استخراج می‌باشند. در آزمون استاندارد برخورد از کنار خودرو، یک وزنه متحرک ۱۳۶۰ کیلوگرمی که ناحیه برخورد آن آماده شده با سرعت ۵۳/۹ کیلومتر بر ساعت با خودرو برخورد می‌کند [۲۶]. مدل آدمک^۳ مورد استفاده برای شبیه‌سازی عددی تصادف در شکل ۹ نمایش داده شده است. داده‌های مورد نیاز برای بارگذاری مدل سر شامل سه مؤلفه انتقالی (A_x, A_y, A_z) و سه مؤلفه دورانی $(Alpha-x, Alpha-y, Alpha-z)$ شتاب می‌باشد که در طول زمان برخورد ثبت شده‌اند. در شکل ۱۰ مؤلفه‌های انتقالی و شکل ۱۱ مؤلفه‌های دورانی شتاب دیده می‌شوند.

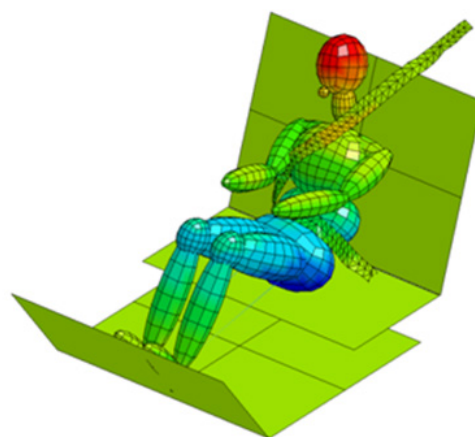


Fig. 9. Dummy model for crash simulation

شکل ۹: نمونه مدل مورد استفاده جهت شبیه‌سازی عددی تصادف

۴-۳- معیارهای اندازه‌گیری آسیب مغزی

آسیب‌های مغزی مخرب و شایع در تصادفات، بسیاری مواقع لزوماً با شکستگی خارجی جمجمه همراه نمی‌باشند و در مواردی بروز علائم بالینی آنها با تأخیر اتفاق می‌افتد. از آن جمله آسیب‌های DAI^۴ و SDH^۵ است که بررسی آنها در این زمینه حائز اهمیت بسیار است. مواردی از آسیب به سامانه عصبی مغزی که فرد علی‌رغم وارد آمدن آسیب به سامانه عصبی مغزی

- 1 Side Impact Test
- 2 NHTSA
- 3 Dummy model
- 4 Diffuse Axonal Injury
- 5 Subdural Hematoma

در هنگامی که مقدار بیشینه و بحرانی آنها اتفاق می‌افتد، نشان می‌دهد که در آن فشار به وجود آمده در منژ، از حد آسیب SDH گذر کرده است؛ لذا می‌توان نتیجه گرفت خطر به وجود آمدن لخته خونی بین جمجمه و مغز

جدول ۵: بیشترین مقدار سنجشگرهای آسیب در طول زمان اعمال هر کدام از شتاب‌ها

Table 5. Maximum value of injury criteria during test time

نوع شتاب	بیشینه تنش مایسز در مغز، kPa	بیشینه کرنش در مغز (%)	کمینه فشار در پرده منژ، kPa
انتقالی	۱۱/۷	۱۰/۴	-۴۵۷/۹
دورانی	۱۹/۱	۱۵/۰	-۴۶۶/۰

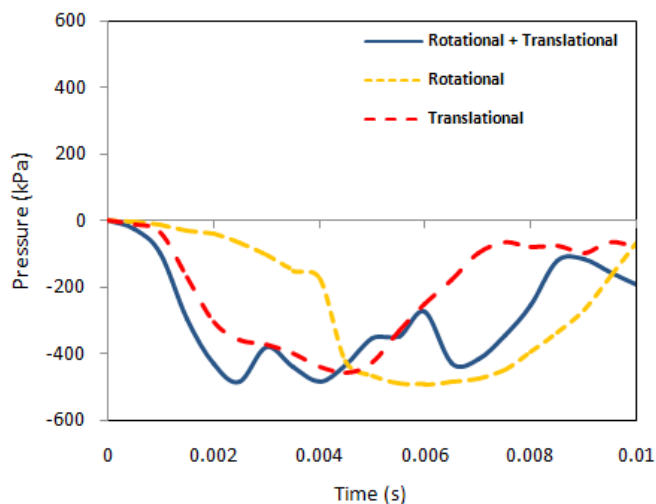


Fig. 13. Maximum of pressure in meninges during crash

شکل ۱۳: بیشینه فشار منفی به وجود آمده در پرده منژ در طول زمان تصادف

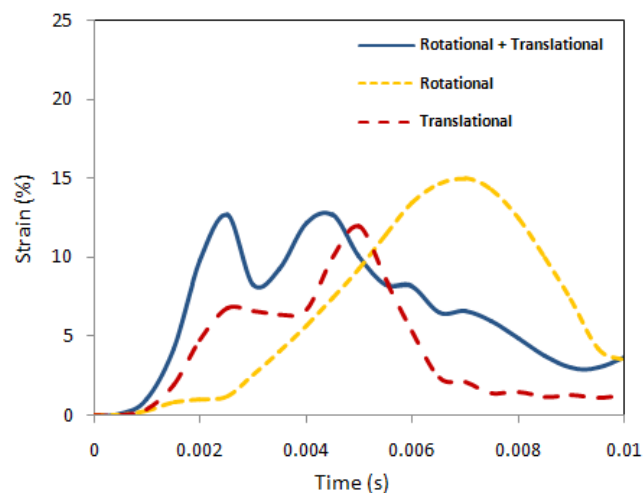


Fig. 14. Maximum of effective strain in meninges during crash

شکل ۱۴: بیشینه کرنش مؤثر به وجود آمده در مغز در طول زمان تصادف

جدول ۴: محدوده انواع آسیب‌های مغزی DAI و SDH را در قالب‌های تنش و کرنش مغزی و فشار منژی [۲۸]

Table 4. Limits of SDH and DAI criteria based on stress, strain and brain pressure [28]

SDH	DAI شدید	DAI خفیف	سنجشگر آسیب
-	۵۳	۲۸	تنش فون مایسز در مغز kPa
-	۶۷	۳۳	اولین کرنش اصلی در مغز [%]
۲۹۰	-	-	کمترین فشار در پرده منژ kPa

داده‌های شتاب ناشی از تصادف از کنار در سه مرحله به مدل اعمال شده است. مرحله اول تنها شتاب انتقالی، مرحله دوم تنها شتاب دورانی و در مرحله سوم شتاب انتقالی و دورانی همزمان اعمال شده است. شکل ۱۲ بیشینه تنش مایسز به وجود آمده در مغز و شکل‌های ۱۳ و ۱۴ تغییرات بیشینه فشار منفی و بیشینه کرنش مؤثر به وجود آمده در مغز در طول زمان تصادف را به عنوان سنجشگرهای آسیب نشان می‌دهند.

نکته مهمی که در رابطه با کرنش در شکل ۱۴ مشاهده می‌شود این است که شتاب دورانی موجب بیشترین مقدار کرنش مؤثر (۱۵٪) شده است و این در حالی است که ترکیب شتاب انتقالی و دورانی موجب کرنش کمتری (۱۲/۷٪) نسبت به این مقدار شده است. کمترین مقدار کرنش (۱۰/۴٪) مربوط به شتاب انتقالی است. در شکل ۱۲ که بیانگر تغییرات تنش در مغز می‌باشد، بیشترین تنش به وجود آمده در اثر شتاب دورانی ۱۹/۴ کیلوپاسکال و در اثر ترکیب شتاب انتقالی و دورانی ۱۹/۱ کیلوپاسکال است که تفاوتی ندارند. این در حالی است که بیشترین تنش در اثر شتاب انتقالی ۱۱/۰۷ کیلوپاسکال است. در مورد فشار منژی هم نتایج شتاب دورانی و ترکیب شتاب انتقالی و دورانی بسیار نزدیک به هم می‌باشند. واضح است که شتاب دورانی تأثیر بسیار زیادی در افزایش کرنش مغزی در تصادف دارد. شکل ۱۵ هیستوگرام توزیع تنش و کرنش در مغز و فشار در پرده منژ را

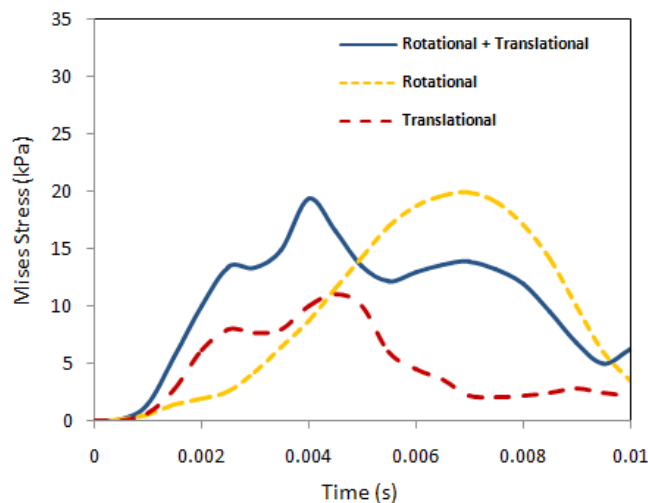


Fig. 12. Maximum of Von-Mises stress in brain during crash

شکل ۱۲: بیشینه تنش مایسز به وجود آمده در مغز در طول زمان برخورد

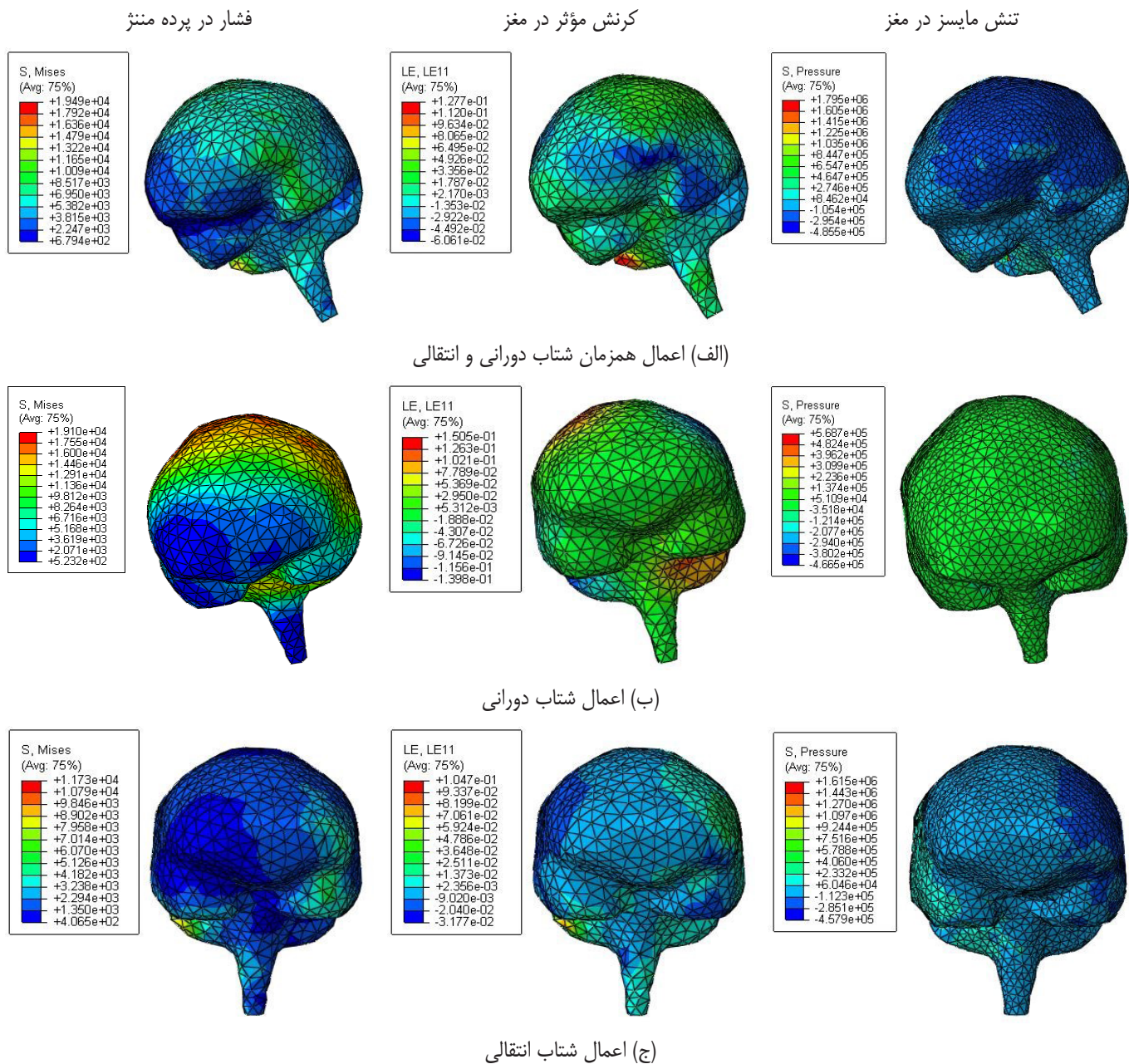


Fig. 15. Distributions of Von-Moses stress, effective strain and pressure in meninges in critical times

شکل ۱۵: توزیع تنش مایسز، کرنش مؤثر در مغز و فشار در پرده مننژ در زمان وقوع مقادیر بحرانی

به معنای ایمن ماندن بافت مغز از آسیب می‌باشد. بر این اساس می‌توان در سازوکارهای ایمنی برای تصادف از کنار را به نحو مؤثری مورد بررسی قرار داد.

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش استخراج مدل دقیق هندسی از اجزای اصلی تشکیل‌دهنده سر و مغز انسان براساس تصاویر MRI با استفاده از تکنیک‌های پردازش به دست آمده و نیز تعیین خواص مکانیکی بافت مغز با استفاده از مدل ساختاری هاپیر الاستیک با استفاده از داده‌های تجربی با تطابق بسیار مناسب

در اثر تصادف از کنار بسیار بالاست. دلیل این امر شتاب دورانی بسیار بالا می‌باشد که موجب افزایش ناگهانی فشار مننژی شده و پارگی سیاهرگ‌ها و سرخرگ‌های داخل پرده مننژ را به دنبال دارد. نتایج مربوط به مقادیر سنجشگرهای آسیب حاصل از شبیه‌سازی عددی در جدول ۵ آمده است. با مقایسه مقادیر جدول‌های ۴ و ۵ می‌توان نتیجه گرفت که شتاب انتقالی کمترین کرنش مغزی (۱۰/۴٪) و شتاب ترکیبی انتقالی و دورانی بیشترین کرنش مغزی (۱۹/۴٪) را ایجاد می‌کند؛ لذا می‌توان نتیجه گرفت که شتاب دورانی وارد شده به سر، نقش بسیار زیادی در شدت آسیب‌های مغزی دارد. از طرفی تنش و کرنش مغزی از حدود آسیب DAI تجاوز نکرده‌اند و این

- Lancet, 242(6267) (1943) 438-441.
- [10] A.K. Ommaya, A.E. Hirsch, Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates, *Journal of biomechanics*, 4(1) (1971) 13-21.
- [11] A.K. Ommaya, A.E. Hirsch, P. Yarnell, E.H. Harris, Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man, *DAVID W TAYLOR NAVAL SHIP RESEARCH AND DEVELOPMENT CENTER BETHESDA MD STRUCTURES DEPT*, 1967.
- [12] A.J. Golman, K.A. Danelson, L.E. Miller, J.D. Stitzel, Injury prediction in a side impact crash using human body model simulation, *Accident Analysis & Prevention*, 64 (2014) 1-8.
- [13] K. Li, J. Wang, S. Liu, S. Su, C. Feng, X. Fan, Z. Yin, Biomechanical behavior of brain injury caused by sticks using finite element model and Hybrid-III testing, *Chinese journal of traumatology*, 18(2) (2015) 65-73.
- [14] D. Sahoo, C. Deck, N. Yoganandan, R. Willinger, Development of skull fracture criterion based on real-world head trauma simulations using finite element head model, *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 57 (2016) 24-41.
- [15] S. Kleiven, P.M. Peloso, H. Holst, The epidemiology of head injuries in Sweden from 1987 to 2000, *Injury control and safety promotion*, 10(3) (2003) 173-180.
- [16] D. Sahoo, C. Deck, R. Willinger, Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain, *Accident Analysis & Prevention*, 92 (2016) 53-70.
- [17] L. Zhang, K.H. Yang, R. Dwarampudi, K. Omori, T. Li, K. Chang, W.N. Hardy, T.B. Khalil, A.I. King, Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation, *Stapp Car Crash J*, 45(11) (2001) 369-394.
- [18] K. Miller, K. Chinzei, Constitutive modelling of brain tissue: experiment and theory, *Journal of biomechanics*, 30(11) (1997) 1115-1121.
- [19] K. Miller, K. Chinzei, G. Orssengo, P. Bednarz, Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation, *Journal of biomechanics*, 33(11) (2000) 1369-1376.
- [20] X. Jin, F. Zhu, H. Mao, M. Shen, K.H. Yang, A comprehensive experimental study on material properties of human brain tissue, *Journal of biomechanics*, 46(16) (2013) 2795-2801.
- [21] A. Shafiee, M.T. Ahmadian, H. Hoursan, M. Hoviat Talab, Effect of linear and rotational acceleration on human brain, *Modares Mechanical Engineering*, 15(7) (2015) 248-260.

استخراج گردیده است. به این ترتیب یک مدل اجزا محدود مناسب برای تحلیل دینامیکی حاصل شده است. صحت سنجی مدل با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی معتبر موجود انجام شده و داده‌های شتاب در ناحیه سر در یک آزمایش تصادف از کنار در یک مدل‌سازی تصادف به دست آمده و به مدل اجزا محدود اعمال شده است. معیارهای آسیب SDH و DAI براساس داده‌های حاصل از شبیه‌سازی استخراج و با معیارهای آسیب موجود مقایسه شده‌اند که نشان‌دهنده اهمیت به سزای شتاب دورانی وارد شده به سر و سهم قابل توجه آن در شدت آسیب‌های مغزی می‌باشد؛ لذا امکان بررسی آسیب مغزی در تصادفات رانندگی به منظور باز طراحی ایمنی خودروها یکی از کاربردهای مهم این مدل می‌باشد. شایان توجه است ارائه مدل محاسباتی برای ارزیابی آسیب‌های مذکور و پیش‌بینی بالینی این نوع آسیب‌ها و نیز ارزیابی این موضوع در تصادف از کنار در تحقیقات پیشین بررسی نشده‌اند و پرداختن به این موضوع در کنار توسعه یک مدل بسیار کارآمد و دقیق هندسی و رفتاری از سر انسان براساس داده‌های تصویری مناسب که قادر به پیش‌بینی بالینی آسیب‌های مغزی است، از نوآوری‌های قابل توجه این پژوهش می‌باشند.

منابع

- [1] D.J. Thurman, C. Alverson, K.A. Dunn, J. Guerrero, J.E. Sniezek, Traumatic brain injury in the United States: a public health perspective, *The Journal of head trauma rehabilitation*, 14(6) (1999) 602-615.
- [2] C.H. Hardy, P.V. Marcal, Elastic analysis of a skull, *Journal of Applied Mechanics*, 40(4) (1973) 838-842.
- [3] R.E. Nickell, P.V. Marcal, In-Vacuo modal dynamic response of the human skull, *Journal of Engineering for Industry*, 96(2) (1974) 490-494.
- [4] T.A. Shugar, Transient structural response of the linear skull-brain system, 0148-7191, *SAE Technical Paper*, 1975.
- [5] R.R. Hosey, Y.K. Liu, A homeomorphic finite element model of the human head and neck, *Finite elements in biomechanics*, (1982) 379-401.
- [6] J.S. Ruan, T. Khalil, A.I. King, Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis, *Journal of biomechanical engineering*, 116(1) (1994) 44-50.
- [7] D. O'Donoghue, M.D. Gilchrist, Strategies for modelling brain impact injuries, *Irish Journal of Medical Science*, 167(4) (1998) 263-264.
- [8] R. Willinger, H.-S. Kang, B. Diaw, Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts, *Annals of biomedical engineering*, 27(3) (1999) 403-410.
- [9] A.H.S. Holbourn, Mechanics of head injuries, The

- [26] J. Zhang, N. Yoganandan, F.A. Pintar, T.A. Gennarelli, Role of translational and rotational accelerations on brain strain in lateral head impact, *Biomed Sci Instrum*, 42 (2006) 501-506.
- [27] <http://www.traumaticbraininjury.com>
- [28] C. Deck, D. Baumgartner, R. Willinger, *Head injury prediction tool for protective systems optimisation*, (2008).
- [22] R. Moran, J.H. Smith, J.J. García, Fitted hyperelastic parameters for Human brain tissue from reported tension, compression, and shear tests, *Journal of biomechanics*, 47(15) (2014) 3762-3766.
- [23] A.G. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics II*, (2000).
- [24] A.M. Nahum, R. Smith, C.C. Ward, Intracranial pressure dynamics during head impact, 0148-7191, SAE *Technical Paper*, 1977.
- [25] <http://www.nhtsa.gov>

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

Please cite this article using:

B. Moradi, M. Asgari, Brain Trauma in Vehicle Side Crash; Developing a Computational Model for Diffuse Axonal and Subdural Hematoma Injuries, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 50(1) (2018) 91-102.
DOI: 10.22060/mej.2017.11803.5187



