

ویسکوالاستیک استفاده کردند. با توجه به نتایج، سفتی قابل توجه در کرنش بالا با وابستگی به جهت فیبر آکسون و نرخ کرنش مشاهده شد. وانگ و همکاران [۹] به بررسی مدل‌های ساختاری هایپر ویسکوالاستیک آگدن، هایپر ویسکوالاستیک مونی-ریولین، هایپر ویسکوالاستیک نئوهوکین و ویسکوالاستیک خطی بافت پرداختند. این مطالعه نشان داد که تغییر شکل‌های پیش‌بینی شده در مغز و معیارهای آسیب مغزی مرتبط، به شدت تحت تأثیر رویکرد مدل‌سازی رابط مغز-جمجمه و مدل ساختاری بافت‌های پارانشیم مغز قرار دارند. اسلامی‌نژاد و همکاران [۱۰] سه مدل مادی یعنی هایپرالاستیک، ویسکوالاستیک و هایپر ویسکوالاستیک را به عنوان مدل‌های بافت مغز برای بررسی پاسخ‌های دینامیکی تحت موج‌های انفجاری در نظر گرفتند. نتایج آن‌ها تشابه رفتار دو مدل ویسکوالاستیک و هایپرالاستیک نشان داد. حسینی و همکاران [۱۱] به شبیه‌سازی ضربه و انفجار بر روی سر انسان برای پیش‌بینی محدوده نرخ کرنش مغز با استفاده از یک مدل المان پرداختند. آن‌ها آسیب‌های شدیدتر مغزی که اکثراً در تصادفات یا ورزش رخ می‌دهد و همچنین تأثیر اندازه المان را مورد بررسی قرار ندادند. اخیراً وو و همکاران [۱۲]، با هدف ارزیابی اثربخشی معیارهای آسیب مغزی در سطح بافت برای پیش‌بینی نتیجه آسیب مغزی با استفاده از داده‌های TBI انسان، غیرانسان (NHP) و خوک پژوهشی انجام دادند. این نوع از پژوهش‌ها که با کمک داده‌های تجربی یا شبیه‌سازی‌ها صورت می‌گیرد، توسعه راهکارهای کاربردی برای کاهش آسیب مؤثر مغز را ممکن می‌سازد. تسه و همکاران [۱۳] در یک مقاله مروری به ارائه برخی اطلاعات پیش زمینه در مورد آسیب سر پرداختند و برای خلاصه کردن جزئیات ضروری از نظر مدل‌سازی، خواص مواد و شرایط مرزی، بررسی کاملی از مقالات را انجام دادند. برونو و کرونین [۱۴] به بررسی اثر دو شرایط مرزی متفاوت در مدل‌های ضربه به سر پرداختند که در حالت اول محل اتصال جمجمه به گردن مقید شده بود و در حالت دوم این محل اتصال دارای درجات آزادی خاصی بود. نتایج آن‌ها نشان داد که در ضربه از ناحیه جلویی کرنش بیشتری برای حالت دوم شرایط مرزی ایجاد می‌شود. لی و همکاران [۱۵] برای بررسی سازوکار آسیب سر در یک مدل المان محدود، نیروهای متفاوتی که تداعی‌کننده ضربه در اثر فعالیت ورزشی رزمی و تصادفات رانندگی بود را به مغز اعمال کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که ضربات جانبی آسیب بیشتری در مقایسه با ضربات جلویی بر مغز اعمال می‌کنند. پرکینس و همکاران [۱۶] با بکارگیری روش المان محدود به تحلیل بیومکانیکی آسیب ناشی از برخورد توپ فوتبال در حالت‌های اطلاع و عدم اطلاع بازیکن از برخورد توپ پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که در حالت مطلع بودن بازیکن از برخورد توپ، معیار آسیب سر (HIC) در محدوده ۱۰ تا ۲۰ درصد در برخوردهای جلویی، جانبی و پشتی کاهش پیدا می‌کند. پاولان و همکاران [۱۷] از سه هنده سر انسان با جزئیات دقیق استفاده کردند که از تصاویر MRI^۳ زن ۳۲ ساله، مرد ۳۵ ساله و مرد ۱۶ ساله استخراج شده بود. آن‌ها

نشان دادند که استفاده از هندسه‌های متفاوت مغز در شبیه‌سازی ضربات مختلف، تفاوت ناچیزی در نتایج ایجاد می‌کند و در برخوردهای مشابه رفتار مکانیکی هر سه مدل به طور قابل توجهی مشابه بود. اخیراً یک مدل المان محدود با جزئیات دقیقی توسط کارمو و همکاران [۱۸] ارائه شد که شامل جمجمه، مغز، ساقه مغز، مایع مغزی-نخاعی، طناب نخاع گردنی و ماده سفید و خاکستری مغز بود. هدف از پژوهش آن‌ها ارائه یک مدل المان محدود دقیق برای سر زن بود که بتواند شتاب ناشی از آسیب به سر را پیش‌بینی کند و نشان دهد که ضربات پی‌درپی و مشابه چگونه منجر به بیماری‌های عصبی می‌شوند.

در این پژوهش، با بکارگیری مدل ساختاری هایپر ویسکوالاستیک برای بافت مغز که هندسه آن از تصاویر MRI استخراج شده است، به کمک روش المان محدود به شبیه‌سازی ضربه مغزی ناشی از برخورد توپ فوتبال به سر انسان پرداخته شده است. توزیع تنش مغز در راستاهای موازی و عمود بر جهت ضربه نشان داده شده و مورد تحلیل قرار گرفته است. شایان ذکر است که مدل مادی اتخاذ شده در این پژوهش در پژوهش‌های پیشین ضربه مغزی مورد استفاده قرار نگرفته و سرعت توپ در هنگام برخورد با مغز نیز متمایز از تحقیقات پیشین انتخاب شد تا رفتار مغز در شرایطی جدید مورد ارزیابی قرار گیرد. مدل شبیه‌سازی شده شامل ضربه در ناحیه جلویی (حرکت توپ در جهت +y) و جانبی (حرکت توپ در جهت -x) مغز در سرعت‌های ۱۰۰ و ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت می‌باشد.

۲- مواد و روش‌ها

اندام‌ها و بافت‌های داخل جمجمه به طور طبیعی ناهمسانگرد و ناهمگن هستند [۱۰]. با توجه به بررسی‌های انجام شده از بین مدل‌های الاستیک، هایپرالاستیک، ویسکوالاستیک و هایپر ویسکوالاستیک که در طول سال‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌اند، چون در شرایط ضربه تغییر شکل زیاد است و همچنین اثر وابسته به زمان مهم است و خود بافت مغز خاصیت لزجتی دارد، پس استفاده از مدل‌های ویسکوالاستیک و یا هایپر ویسکوالاستیک ارجحیت دارد [۱۹]. مغز یکی از نرم‌ترین بافت‌های بیولوژیکی است که عمدتاً از آب تشکیل شده است [۵]. علاوه بر این، بافت مغز وابستگی شدیدی به نرخ کرنش دارد و با افزایش آن، سفتی بافت بیشتر می‌شود [۵]. در این پژوهش از مدل ساختاری ارائه شده توسط چاتلین و همکاران [۸] استفاده شد که روابط ساختاری مربوطه و فرضیات آن در ادامه بیان می‌شود.

گرادیان تغییر شکل F که مطابق معادله (۱) تعریف می‌شود، مشتق فضایی نگاشت تغییر شکل (X, t) در زمان ثابت t است که تغییر شکل نسبی را از طریق نگاشت بین المان‌های خطی مشخص می‌کند [۸].

$$F = \frac{d\varphi}{dx} = \nabla_x \varphi \quad (1)$$

بافت مغز حاوی فیبرهای آکسونی می‌باشد که در یک ماتریس همسانگرد مربوط به نوروگلیا قرار گرفته‌اند [۸]. برای یک ماده ناهمسانگرد تقویت شده با الیاف هایپرالاستیک، انرژی کرنش را می‌توان به طور کامل توسط پنج ناوردا C یعنی $(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5)$ همانطور که در

¹ Non-Human Primates

² Head Injury Criterion

³ Magnetic Resonance Imaging

بررسی آسیب سر استفاده می‌شود، HIC می‌باشد و به صورت فرمول (۱۰) تعریف می‌گردد. اگر HIC کمتر از ۱۰۰۰ باشد، این معیار پیشبینی می‌کند که آسیب غیرقابل برگشتی وجود نخواهد داشت، یعنی یا آسیبی نیست یا اگر ایجاد شود آنقدر شدید و حاد نیست که منجر به مرگ یا ایجاد وضعیت وخیم برای فرد شود [۲۰].

$$HIC = \max \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (10)$$

در این معادله متغیرهای t_1 و t_2 زمان دو نقطه انتخابی در نمودار شتاب می‌باشند.

۲-۱- تشریح مدل سه بعدی و پروتکل‌های شبیه‌سازی

در این پژوهش از تصاویر MRI سر یک مرد ۴۵ ساله با ۱۷۶ اسلاید استفاده شد که تمامی بافت آن سالم بود. در ابتدا نواحی مختلف بافت مغز در هر اسلاید از تصاویر MRI همانند شکل ۱ مشخص شدند و در نهایت با استفاده از نواحی مشخص شده، مدل سه بعدی توسط نرم‌افزارهای Mimics و 3-matic طراحی شد که در شکل‌های ۲ و ۳ نماهایی از آن نمایش داده شده است. در نهایت، به منظور انجام شبیه‌سازی از نرم‌افزار المان محدود LS-DYNA استفاده شد. در این مطالعه برای توپ فوتبال بر اساس پژوهش کریچی و همکاران [۲۱] چگالی ۱۴۳ کیلوگرم بر مترمکعب و شعاع ۹۰/۳ میلی‌متر در نظر گرفته شد. بردار جهت‌گیری فیبرهای آکسون نیز در تمامی شبیه‌سازی‌ها ثابت و به صورت بردار $(x=0, y=-1, z=0)$ در راستای طول مغز و به سمت ناحیه پیشانی در نظر فرض شد.

در ادامه با کمک نرم افزار 3-matic مش زنی مدل انجام شد که مدل نهایی همانطور که در شکل ۴ مشخص است، مجموعاً شامل ۵۳۲۲۲۵ المان بوده و قابل استفاده در نرم‌افزار المان محدود است. باید عنوان کرد که المان از نوع چهار وجهی ده گره بوده و تمامی وجوه آن مثلثی می‌باشند. آرایش گره‌ها به این صورت است که در هر رأس یک گره و در وسط هر ضلع نیز یک گره وجود دارد. این نوع المان بیشتر برای مش زدن اجسام جامد با هندسه پیچیده کاربرد دارد. در ارتباط با انجام فرایند تحلیل حساسیت اندازه المان، این نکته مورد توجه قرار گیرد که حجم مدل بسیار بالا بوده و از منظر محاسباتی به طور چشمگیری پیچیده است. همچنین، به دلیل عدم دسترسی به سیستم محاسباتی مناسب، انجام فرایند تحلیل حساسیت مش امکان‌پذیر نبود. نوع المان مورد استفاده در این پژوهش عمدتاً در شبیه‌سازی‌های ضربه به مغز مورد استفاده قرار گرفته است و تحقیقات نشان داده است که به دلیل ساختاری که دارد، نسبت به المان شش وجهی بهتر می‌تواند سطح ناهموار مغز را پوشش دهد [۲۲]. برخی تحقیقات پیشین نیز فرایند تحلیل حساسیت را بر روی اندازه المان انجام ندادند و تلاش کردند اندازه المان به نحوی انتخاب شود که ناهمواری بافت مغز به خوبی پوشش داده شود [۱۵] و [۲۳]. با توجه به این نکات، در این پژوهش نیز اندازه المان به نحوی انتخاب شد که مش نهایی به خوبی سطح مغز را پوشش دهد و به عنوان یک مرجع کلی، تعداد المان‌ها تقریباً ۲/۴ برابر تعداد المان‌های لی و همکاران [۱۵] که ۲۲۳۱۵۲ عدد بود، انتخاب شد. جدول ۱ مقادیر پارامترهای بافت مغز و جدول ۲ مقادیر پارامترهای توپ که برای مدل‌سازی استفاده شدند را نشان

ادامه بیان شده است، توصیف نمود. بردار a_0 جهت‌گیری فیبر آکسون را به صورت نمادین برای استفاده در معادلات، نشان می‌دهد. در واقع با توجه به خمیدگی و تغییر مدام جهت‌گیری در طول رشته آکسون، این بردار نشان‌دهنده متوسط جهت‌گیری این الیاف می‌باشد [۸].

به طور مرسوم، انرژی کرنش $W = W(\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_3, \bar{I}_4, \bar{I}_5)$ به عنوان ترکیبی از این پنج ناوردا تعریف می‌شود. با این حال، در عمل می‌توان انرژی کرنش را محدود کرد تا ضرایب پارامتری را که می‌توان از آزمون‌های مواد شناسایی کرد، بدست آورد. در این پژوهش یکی از فرضیات بر اساس روش چاتلین و همکاران [۸] این است که W تابعی از چهار ناوردا اول برای توصیف مواد بافت مغز است. همانطور که در معادلات زیر بیان شده است، تابع انرژی کرنش برای بافت نرم مغز دارای سه عبارت می‌باشد.

$$W = W_{Matrix}^d(\bar{I}_1, \bar{I}_2) + W_{Fibers}^d(\bar{I}_4) + W^v(I_3) \quad (2)$$

$$W_{Matrix}^d(\bar{I}_1, \bar{I}_2) = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) \quad (3)$$

$$\bar{\lambda} \frac{\partial W_{Fibers}^d}{\partial \bar{\lambda}}(\bar{\lambda}) = \begin{cases} 0 & 0 \leq \bar{\lambda} \leq 1 \\ C_3(e^{C_4(\bar{\lambda}-1)} - 1) & \bar{\lambda} \geq 1 \end{cases} \quad (4)$$

توابع W_{Matrix}^d و W_{Fibers}^d به ترتیب انرژی کرنش حجم ثابت ماتریس و فیبر هستند. \bar{I}_1 ، \bar{I}_2 و \bar{I}_4 ناورداهای حجم ثابت از C هستند و W^v مطابق فرمول (۵) تغییرات حجمی را نشان می‌دهد و به قابلیت انعطاف پذیری مواد بستگی دارد. K نیز مدول حجمی مؤثر مغز می‌باشد. در صورت فرض تراکم ناپذیری کامل، این انرژی حجمی ناچیز در نظر گرفته می‌شود [۸]:

$$W^v(\bar{I}_3) = \frac{1}{2} K \ln(J)^2 \quad (5)$$

رفتار کلی ویسکوالاستیک توسط معادله (۶) با در نظر گرفتن تنش دوم پیولا-کیرشهف $S(C, t)$ وابسته به زمان توصیف می‌شود. $S^e(C)$ در معادله (۷) تنش تعادلی است که نشان دهنده رفتار کششی مواد در طولانی مدت است. $S^v(C, t)$ نیز تنش بخش لزج بافت را نشان می‌دهد. با معادله (۶) به تنش کوشی σ مربوط می‌شود. انرژی کرنش هایپرالاستیک نشان دهنده پاسخ الاستیک برای مدت طولانی ماده است. همانطور که در معادله (۸) نشان داده شده است، اثرات نرخی بافت با بکارگیری ویسکوالاستیسیته خطی و از طریق انتگرال تلفیقی در نظر گرفته شدند [۸].

$$\sigma = J^{-1} F \cdot S \cdot F^T \quad (6)$$

$$S(C, t) = S^e(C) + S^v(C, t) \quad (7)$$

$$S^v(C, t) = \int_0^t 2G(t-s) \frac{\partial W}{\partial C(s)} ds \quad (8)$$

$G(t-s)$ نیز تابع آسودگی است [۸]. برای مدل‌سازی دقیق خاصیت ویسکوالاستیک مغز و افزودن آن به بخش هایپرالاستیک، از سری پرونی مرتبه n مطابق معادله (۹) استفاده شد.

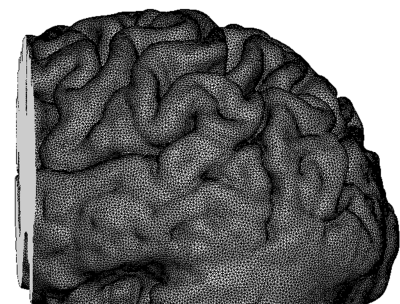
$$G(t) = \sum_{i=1}^n S_i e^{-t/T_i} \quad (9)$$

S_i و T_i به ترتیب ثابت‌های مدول آسودگی برشی و واپاشی^۱ هستند که حساسیت نرخ کرنش مدل را مشخص می‌کنند.

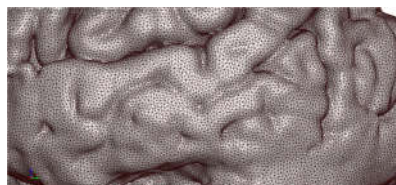
پارامترهای سینماتیکی مانند شتاب معمولاً برای تعریف آستانه آسیب استفاده می‌شوند. یکی از کمیت‌هایی که با کمک شتاب برای

¹ Decay

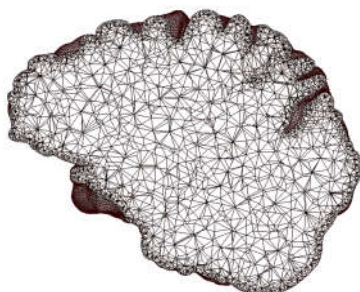
می‌دهد.



(الف)

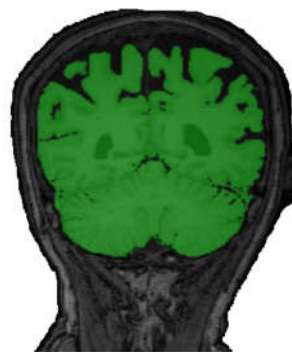


(ب)

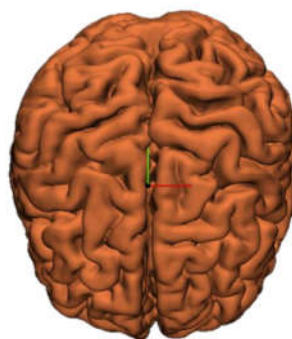


(پ)

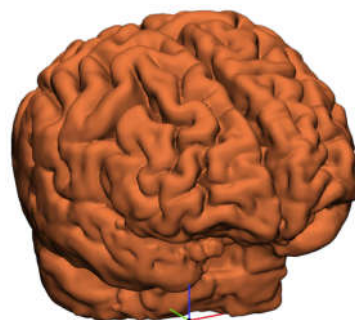
شکل ۴- مدل سه بعدی مش خورده در نماهای مختلف بیرونی (الف- ب) و درونی مغز (پ)



شکل ۱- تصویری از رنگ کردن نواحی مورد نظر یک اسلاید جهت استخراج مدل سه بعدی مغز



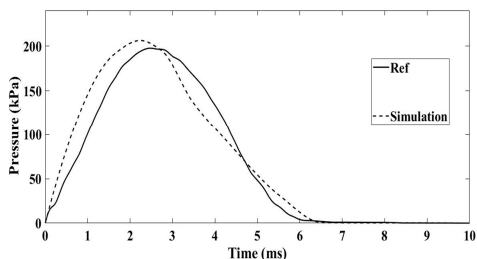
شکل ۲- مدل سه بعدی طراحی شده از مغز (محور سبز y و محور قرمز x)



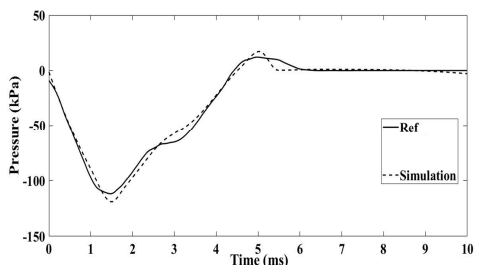
شکل ۳- نمای سه بعدی مدل مغز (محور سبز y، محور آبی z و محور قرمز x)

آن کاهش حجم محاسبات مدل می‌باشد. سر انسان شامل اجزای متفاوتی مانند جمجمه، مایع مغزی-نخاعی، سخت شامه و نرم شامه است [۶]. گنجاندن تمامی این اجزا به طور چشمگیری حجم محاسبات را افزایش می‌دهند زیرا لازم است برای هر کدام مدل مادی مناسبی تعریف شود و اندازه‌های متفاوت المان در نظر گرفته شود تا مش مورد نظر به خوبی بتواند سطح هر کدام از این اجزا را پوشش دهد. بسیاری از تحقیقات پیشین نیز از گنجاندن سایر اجزای مغز صرف‌نظر کردند و فقط رفتار بافت مغز را در ضربه مورد ارزیابی قرار دادند [۱۴ و ۲۳]. به عنوان شرایط مرزی، سطح پایینی مغز در تمامی جهت‌های سیستم مختصات مقید گردید تا تداعی‌کننده محل اتصال مغز به بصل‌النخاع باشد که همانند تکیه‌گاه مغز عمل می‌کند و این نوع از شرایط مرزی در تحقیقات پیشین نیز مورد استفاده قرار گرفته است [۲۴ و ۲۵]. مدت زمان شبیه‌سازی ۲۰ میلی‌ثانیه و گام زمانی بر روی ۰/۰۵ میلی‌ثانیه تنظیم شدند تا زمان لازم برای تحلیل رفتار مغز در اثر ضربه مهیا شود و خروجی نتایج دارای کیفیت و دقت مناسبی باشد [۲۶ و ۲۷].

برخی نکات و ملاحظات در ادامه بیان می‌شوند که برای انجام فرایند مدل‌سازی این پژوهش در نظر گرفته شدند. مدل مادی استفاده شده برای توپ از نوع هایپر ویسکوالاستیک بود که قسمت هایپرالاستیک شامل مدل مونی-ریولین با چهار عبارت بود و خاصیت ویسکوالاستیک توسط چهار عبارت سری پرونی توصیف شد. جزئیات معادلات مدل توپ توسط کریمی و همکاران [۲۱] مهیا شده است. شایان ذکر است که یکی از ساده‌سازی‌های این پژوهش فقط در نظر گرفتن بافت مغز بود که دلیل



شکل ۵- نمودار فشار-زمان شبیه‌سازی در محل آسیب و مرجع [۲۸]



شکل ۶- نمودار فشار-زمان شبیه‌سازی در ناحیه مقابل ضربه و مرجع [۲۸]

با توجه به شکل‌های ۷ و ۸ مقادیر شتاب مغز در سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت برای هر دو ضربه جلویی (در جهت +y) و جانبی (در جهت -x) بیشتر از ۱۰۰ متر بر مجذور ثانیه می‌باشد که نشان‌دهنده احتمال بالای آسیب جدی مغزی می‌باشد اما در ضربات با سرعت ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت مقدار شتاب در محدوده بدون آسیب است [۱۲]. شتاب خطی باعث نارسایی خون به مغز می‌شود که متناسب با تعداد ضربه‌های میکروترومایی وخیم‌تر می‌گردد. مقادیر شتاب از نظر ضربه وارده بسیار بالا است اما چون در مدت زمان بسیار کوتاهی وارد شده است، بافت مغز توانایی تحمل و کنترل شدت شتاب وارده را دارد [۲۹]. در شکل ۷ مشاهده می‌شود که در سرعت بالاتر شتاب بسیار بالاتر بوده و زمان بیشتری طول می‌کشد تا روند کاهشی شروع شود. اما در سرعت پایین‌تر مقدار شتاب پایین‌تر و دارای نوسانات بیشتر ولی با دامنه کوچک است. در شکل ۸ شتاب مغز در ضربه جانبی برای دو سرعت با هم مقایسه شده‌اند که مشاهده می‌شود بیشینه شتاب برای سرعت بالاتر در زمان کمتر و با شدت بیشتری رخ داده در حالی‌که بیشترین شتاب برای سرعت ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت دیرتر و با مقدار بسیار کمتری رخ می‌دهد.

نمودار شکل ۷ در واقع نشان می‌دهد که در سرعت‌های بالا به دلیل آن که تنش بیشتری به وجود می‌آید (به شکل‌های ۱۱ و ۱۲ توجه شود) و ضربه اعمالی در راستای فیبرهای آکسون می‌باشد، به دلیل تحت فشار قرار گرفتن، این فیبرها در سرعت‌های بالا موجب ایجاد شتاب بیشتر با نوسان کمتری در مغز می‌شوند ولی در حالتی که سرعت برخورد ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت است، این فیبرها کمتر تحت فشار و در نتیجه تنش قرار می‌گیرند و موجب ایجاد نوساناتی در شتاب مغز می‌شوند. در شکل ۸ به دلیل آن که ضربه اعمالی از سمت جانبی مغز و در واقع عمود بر فیبرهای آکسون است، شتاب مغز به طور چشمگیری متفاوت از ضربه جلویی بود.

جدول ۱- مقادیر پارامترهای مغز [۸]

$K = 1125(\text{MPa})$	$1040 (\text{kg/m}^3)$ $\rho =$	چگالی (ρ) و مدول حجمی (K)	
$C_2 = 7/809(\text{kPa})$	$-1/034(\text{kPa})$ $C_1 =$	ماتریس بافت مغز	
$C_4 = 4/64(\text{kPa})$	$13/646(\text{kPa})$ $C_3 =$	فیبرهای بافت مغز	
$S_2 = 9/11(\text{kPa})$	$S_1 = 4/5(\text{kPa})$	مدول برشی	مربوط به ویسکوزیته
$T_2 = 0/1450(\text{s})$	$T_1 = 10^{-9}(\text{s})$	ثابت زمانی	بافت مغز

جدول ۲- مقادیر پارامترهای توپ [۲۱]

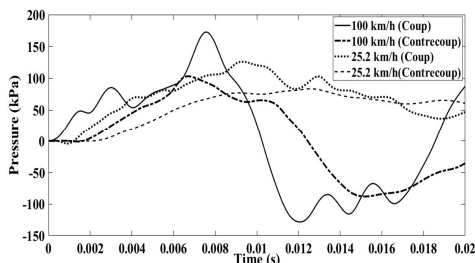
C_{02}	C_{20}	C_{11}	C_{01}	C_{10}
$-896/3$ (kPa)	$-344/93$ (kPa)	1083 (kPa)	$-114/54$ (kPa)	$122/21$ (kPa)
β	G_3	G_2	G_1	G_0
$0/2584$	$0/2689$ (kPa)	$0/2662$ (kPa)	$0/0812$ (kPa)	$0/1434$ (kPa)

۳- نتایج و بحث

به منظور بررسی بیشتر مدل سه بعدی طراحی‌شده، آن را در شرایط و با پارامترهایی مطابق با پژوهش ژانگ و همکاران [۲۸] شبیه‌سازی کرده و نتایج به دست آمده با نتایج آن‌ها مقایسه شد. آن‌ها از یک جسم استوانه‌ای ضربه زنده با سرعت ۲۲/۷ کیلومتر بر ساعت برای ضربه به ناحیه جلویی سر استفاده کردند. نتایج فشار وارده بر مغز در محل آسیب^۱ و ناحیه مقابل ضربه^۲ برای هر دو پژوهش در شکل‌های ۵ و ۶ قابل مشاهده است که تطابق نتایج این پژوهش با مرجع مورد نظر را به خوبی نشان می‌دهد. لازم به ذکر است به علت عدم طراحی پوست و استخوان، مقدار سرعت کاهش یافته است تا انرژی معادل با انرژی انتقالی به مغز شبیه‌سازی شود. تفاوت در مقدار فشار دو پژوهش به دلیل متفاوت بودن اندازه‌های مدل، مش‌بندی و عدم طراحی سایر بخش‌های سر از جمله جمجمه در مدل حاضر می‌باشد. همانطور که از شکل ۵ مشخص است در محل آسیب از همان لحظه برخورد، فشار به طور ناگهانی افزایش پیدا کرده و پس از رسیدن به نقطه اوج، شروع به کاهش می‌کند تا به صفر برسد که کل این فرایند به علت وارد شدن سریع نیروی زیاد به مغز، در مدت زمان کوتاهی اتفاق می‌افتد. در ناحیه مقابل ضربه موجود در شکل ۶، فشار منفی ایجاد می‌شود که البته به اندازه فشار محل برخورد نیست و پس از گذشت زمان کوتاهی آن هم به صفر می‌رسد.

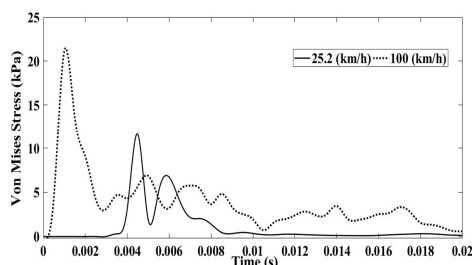
¹ Coup

² Contrecoup

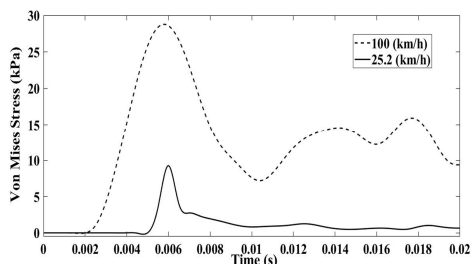


شکل ۱۰- نمودار فشار-زمان جانبی در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت و در محل آسیب (Coup) و طرف مقابل آن (Contrecoup)

در ادامه برای ضربه جلویی و جانبی تغییرات تنش وون میزس و نرخ کرنش برحسب زمان در شکل‌های ۱۱ و ۱۲ ارائه شده‌اند. در هر دو ضربه جلویی و جانبی مشاهده می‌شود که در سرعت بالاتر تنش بیشتر و سریع‌تر اتفاق افتاده و مدت زمان لازم برای کاهش نیروی وارده بیشتر بوده است. درحالی‌که در سرعت پایین‌تر نمودار سریع‌تر به صفر نزدیک می‌شود. بیشینه مقدار تنش در ضربات جلویی دارای اختلاف زمانی هستند، در حالی که در ضربات جانبی قله‌های نمودارها از نظر زمانی به هم نزدیک هستند. برای رسم تمامی نمودارها ابتدا محل برخورد توپ با مغز مشخص گردید که تحت عنوان محل آسیب معرفی شد و در محل مشخص شده، نمودار برای المانی که بیشترین مقدار کمیت مورد بررسی را در خلال برخورد تجربه کرده بود، رسم شد. برای نمودارهای طرف مقابل برخورد نیز همین فرایند برای ناحیه موازی با محل آسیب و در طرف دیگر مغز انجام شد.

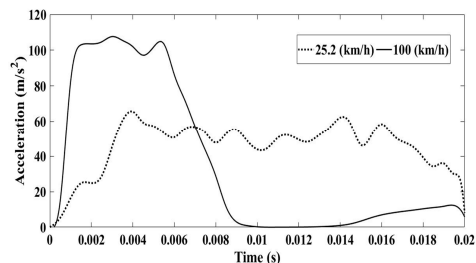


شکل ۱۱- نمودار تنش وون میزس-زمان ضربه از جلو در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت

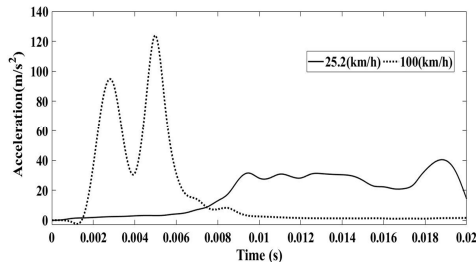


شکل ۱۲- نمودار تنش وون میزس-زمان ضربه جانبی در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت

نرخ کرنش که با واحد (s^{-1}) ارائه شده است، در شکل‌های ۱۳ و ۱۴

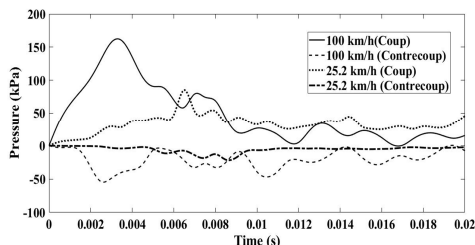


شکل ۷- نمودار شتاب-زمان ضربه از جلو در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر



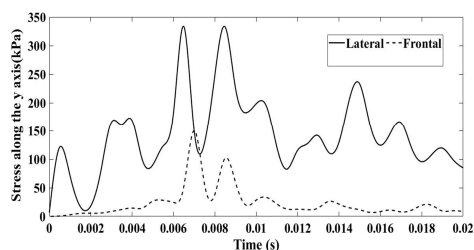
شکل ۸- نمودار شتاب-زمان ضربه جانبی در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت

با توجه به شکل ۹ تفاوت گرادین فشار نواحی برخورد و متقابل برخورد در ضربه از جلو به وضوح دیده می‌شود. در واقع از آنجایی که فیبرهای آکسون در راستای برخورد قرار دارند، در هنگام ضربه باعث به وجود آمدن فشار مثبت بالا در محل آسیب می‌شوند و در ناحیه مقابل ضربه فشار منفی به وجود می‌آید که دلیل آن نرم بودن بافت مغز و تغییر شکل بزرگ آن است و این رفتار در پژوهش‌های پیشین نیز در برخوردهای متفاوت دیده شده است [۳۰ و ۳۱]. در حالت ضربه جانبی شکل ۱۰، به دلیل متقاطع بودن ضربه بر فیبرهای آکسون، فشار به وجود آمده در نواحی برخورد و مقابل ضربه با وجود متفاوت بودن مقادیر، رفتار مشابهی داشتند که همین امر نشان می‌دهد فیبرهای آکسون در حالتی که ضربه عمود بر آن‌ها اعمال شود، گرادین فشار مغز را تحت تاثیر قرار می‌دهند و نقش مهمی را ایفا می‌کنند. تفاوت روند تغییرات فشار در ضربه جانبی با جلویی در این است که در ضربه جانبی فشار بعد از بیشینه مثبت، روند کاهشی را آغاز کرده و به منفی هم رسیده که به معنی تغییر جهت نیروهای وارده بعد از گذشت زمان کوتاه است.

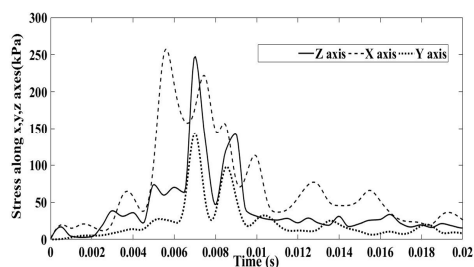


شکل ۹- نمودار فشار-زمان ضربه از جلو در دو سرعت ۲۵/۲ و ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت در محل‌های آسیب (Coup) و طرف مقابل آن (Contrecoup)

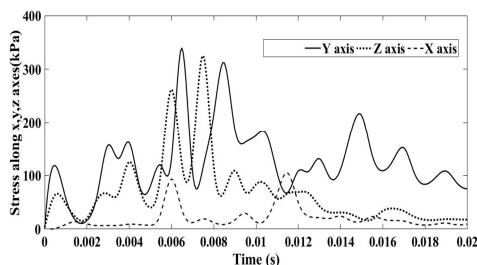
طور قابل توجهی افزایش یافته و منجر به آسیب می‌گردد [۸]. در ضربه از جلو، صفحه عرضی xz است در حالی که در ضربه جانبی صفحه عرضی yz است و از آنجایی که جهت‌گیری که برای بردار الیاف آکسون در نظر گرفته شده در راستای محور y است، پس قاعدتا باید در ضربه از جلو همسانگردی تنش بیشتری نسبت به ضربه جانبی اتفاق بیفتد. این موضوع در شکل‌های ۱۶ و ۱۷ نشان داده شده است. نمودارهای تنش در سه جهت مختصات برای ضربه از جلو که در شکل ۱۶ مشاهده است، نزدیکی بیشتری از نظر مقادیر و تغییرات دارند در حالی که در شکل ۱۷ نمودارها برای ضربه جانبی نوسانات بیشتر و مطابقت کمتری دارند.



شکل ۱۵- نمودار تنش-زمان در راستای محور y در سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت در ضربات جلویی و جانبی



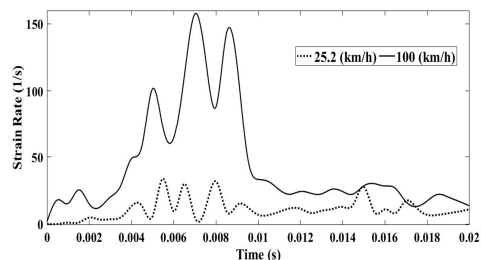
شکل ۱۶- نمودار تنش-زمان برای سه محور اصلی در ضربه از جلو با سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت



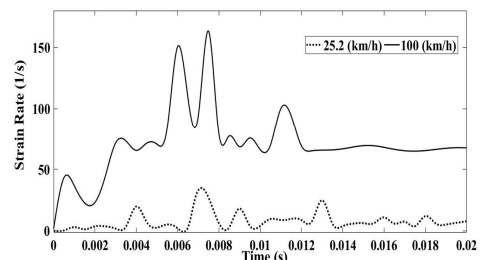
شکل ۱۷- نمودار تنش-زمان برای سه محور اصلی در ضربه جانبی با سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت

کانتورهای تنش وون مایزس در ضربات جلویی، در قسمت‌های (الف) و (ب) شکل ۱۸ برای سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت در زمان ۶ میلی‌ثانیه قابل مشاهده هستند. بیشتر بودن مقادیر تنش در ضربه جانبی برای سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت در شکل مذکور به خوبی دیده می‌شود و به دلیل سطح تماس متفاوت توپ با مغز، توزیع تنش در دو حالت جلویی و جانبی تفاوت چشمگیری از خود نشان داد. در قسمت‌های (پ) و (ت) شکل ۱۸ کانتورهای تنش وون مایزس ضربات

در خلال زمان برخورد قرار داده شده‌اند و طبق انتظار در سرعت بالاتر دارای شدت بیشتری می‌باشد. نقاط بیشینه دو نمودار در ضربه از جلو تقریباً در لحظات نزدیک بهم رخ می‌دهند. به طور کلی نمودارهای مربوط به نرخ کرنش در ضربه‌های جلویی و جانبی رفتاری مشابه از خود نشان دادند و برای ضربه با سرعت بالاتر نرخ کرنش بیشتر بود که همین نتیجه در تحقیقات پیشین نیز مشاهده شده است [۱۱]. زمانی که مغز تحت برخورد قرار می‌گیرد دچار جابجایی می‌شود و تغییر شکل بزرگی در آن رخ می‌دهد و همین امر موجب تغییر شتاب بافت و در نتیجه نرخ کرنش آن می‌شود.



شکل ۱۳- نمودار نرخ کرنش-زمان ضربه از جلو در دو سرعت ۱۰۰ و ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت

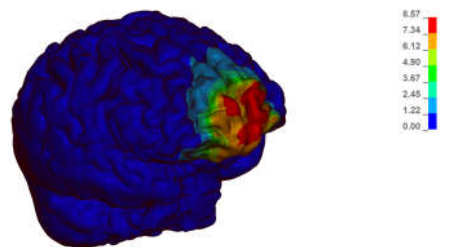


شکل ۱۴- نمودار نرخ کرنش-زمان ضربه جانبی در دو سرعت ۱۰۰ و ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت

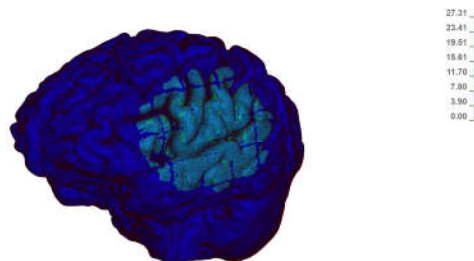
شایان ذکر است که به دلیل در نظر گرفتن فرض تقریباً تراکم ناپذیری، کشش‌ها در صفحه عرضی (صفحه عمود بر راستای وارد شدن نیرو) ظاهر می‌شوند و هر چه الیاف در این صفحه جهت‌گیری بیشتری داشته باشند، توزیع تنش ناهمسانگردتر است. با توجه به تراکم ناپذیری، تأثیر جهت‌گیری آکسون به صورت افزایش تنش ظاهر می‌شود که در صورت متعامد بودن جهت الیاف نسبت به جهت ضربه، این پدیده با شدت بیشتری اتفاق می‌افتد و به صورت کلی، ناهمسانگردی تنش را افزایش می‌دهد [۸]. علاوه بر این، هنگام در نظر گرفتن الیافی که اساساً در امتداد محورهای اصلی ضربه قرار دارند، تغییر شکل می‌تواند باعث خمش الیاف شود. تمامی این نتایج در نمودارهای شکل ۱۵ نیز قابل مشاهده است.

هنگام در نظر گرفتن الیافی که اساساً در امتداد یک محور دیگر قرار دارند، این اثر خمشی به شدت کاهش می‌یابد و در حالتی که الیاف عمود بر محور ضربه هستند، اثر خمشی به طور کامل حذف می‌شود. اگر الیاف در جهت ضربه قرار نداشته باشند، خمشی که در بخشی از آکسون‌ها ایجاد می‌شود منجر به فشرده‌سازی‌های متعدد در جهات مختلف بافت مغز می‌شود و در نتیجه، مقادیر تنش در این نواحی به

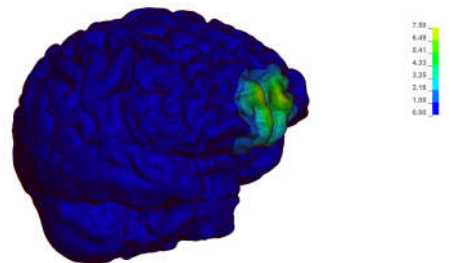
جلویی و جانبی برای سرعت ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت در زمان ۶ میلی ثانیه نشان داده شده است. همانند سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت، تنش در ضربه جانبی بیشتر بود و ناحیه گسترده تری از مغز در هنگام ضربه تحت برخورد قرار گرفته بود. از طرفی، توزیع تنش در دو ضربه متفاوت بوده و ضربه از جلو توزیع تنش نرم تری را از خود نشان داده است که دلیل آن هم راستا بودن فیبرهای آکسون با جهت ضربه اعمالی می باشد. در ضربه جانبی چون ضربه متقاطع بر فیبرها اعمال شده است، توزیع تنش ناهمسانگردتر بوده که این پدیده در شکل ۱۵ نیز قابل مشاهده است.



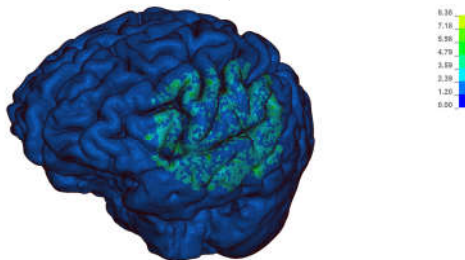
(الف)



(ب)



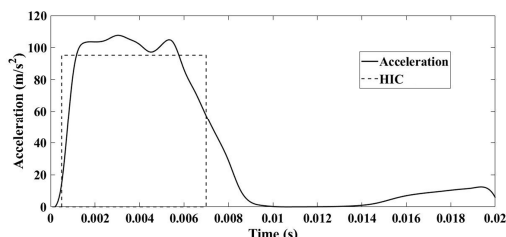
(پ)



(ت)

شکل ۱۸- کانتورهای تنش وون مایزس بر حسب کیلوپاسکال برای برخورد توپ به نواحی جلویی (الف و پ) و جانبی (ب و ت) در سرعت ۱۰۰ (الف و ب) و ۲۵/۲ (پ و ت) کیلومتر بر ساعت برای زمان ۶ میلی ثانیه

در شکل ۱۹ نمونه‌ای از معیار آسیب سر برای ضربه با سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت نمایش داده شده است. نمودار در ضربه‌های با سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت شدیدتر بوده و به آستانه آسیب نزدیک تر می باشد و همانطور که در جدول ۳ نیز دیده می شود، در ضربه جانبی نزدیک ترین مقدار به آستانه آسیب ایجاد می شود که نشان از آسیب پذیری بودن ناحیه جانبی نسبت به ضربه از جلو دارد. همچنین به طور طبیعی هر چه سرعت بالاتر باشد شدت آسیب وارده هم بالاتر است.



شکل ۱۹- نمودار آسیب سر و شتاب بر حسب زمان برای ضربه از جلو با سرعت ۱۰۰ کیلومتر بر ساعت

جدول ۳- مقادیر معیار آسیب سر برای شبیه سازی‌ها

HIC15	سرعت توپ	جهت ضربه
۴۵۰/۰۰	۱۰۰ کیلومتر بر ساعت	+y (جلویی)
۲۳۱/۴۶	۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت	+y (جلویی)
۵۷۱/۷۷	۱۰۰ کیلومتر بر ساعت	-x (جانبی)
۸۳/۵۳	۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت	-x (جانبی)

با وجود آن که مدل ارائه شده در این پژوهش با پژوهش ژانگ و همکاران [۲۸] اعتبارسنجی شد اما اعتبارسنجی نتایج شبیه سازی با داده های تجربی صورت نگرفت. در واقع انجام تست های بالینی و مقایسه نتایج مدل با آن ها از دیدگاه مالی و زمانی بسیار پر هزینه بوده و به همین دلیل در این پژوهش انجام نشد. همچنین، برخی مقالات سال های اخیر نیز نتایج را با داده های تجربی مقایسه نکردند و صرفا به تحلیل نتایج المان محدود بسنده کرده اند [۱۱، ۲۳ و ۳۲]. علاوه بر این، تست های تجربی موجود بر روی برخورد سر با توپ فوتبال در سرعت های ۱۰۰ و ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت کار نکردند و تمرکز آن ها بر روی برخورد با جسم سخت و ساختارهای استوانه ای و مربعی شکل بوده است [۵]. از طرفی، برخی داده های تجربی در پژوهش های پیشین نیز با شرایط شبیه سازی این پژوهش مطابقت نداشتند [۳۳]. با وجود نکات گفته شده، نتایج بدست آمده مشابه نتایج موجود در پژوهش های پیشین است. به عنوان مثال نمودارهای موجود در شکل های ۹ تا ۱۲ این پژوهش مشابه نتایج بدست آمده در پژوهش پرکینس و همکاران [۱۶] می باشد که بر روی برخورد توپ با سرعت ۱۲۶ کیلومتر بر ساعت کار کردند. پاول و همکاران [۱۷] با یک استوانه سخت به وزن ۵/۵۹ کیلوگرم و سرعت ۳۵/۷۸۴ کیلومتر بر ساعت به ناحیه جلویی سر ضربه زدند. نتایج آن ها نشان داد که سر تحت شتاب قرار می گیرد و در انتهای شبیه سازی مقدار آن تقریبا ۱۶ متر بر مجذور ثانیه می شود. در این پژوهش، مقدار شتاب برای ضربه از جلو در سرعت های ۱۰۰ و ۲۵/۲ کیلومتر بر ساعت، با توجه به شکل ۷ مقاله، در انتهای شبیه سازی به مقدار تقریبی ۱۵ متر بر مجذور ثانیه رسید. حسینی و

همکاران [۱۱] که به بررسی اثر برخورد توپ گلف به نواحی جلویی و جانبی سر پرداختند، به طور جزئی رفتار نرخ کرنش مغز را مورد مطالعه قرار دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که در هنگام برخورد توپ به سر در نواحی جلویی و جانبی نرخ کرنش به طور چشمگیری افزایش می‌یابد و با گذر زمان مقدار آن کاهش پیدا می‌کند که این نتایج در شکل‌های ۱۳ و ۱۴ این مقاله نیز قابل مشاهده است. در برخورد از ناحیه جانبی، ابتدا نرخ کرنش افزایش پیدا می‌کند و با اندکی کاهش در میانه زمان برخورد، دوباره افزایش پیدا کرده و سپس کاهش پیدا می‌کند که این رفتار نیز در شکل ۱۴ مقاله قابل مشاهده است و تشابه رفتار نرخ کرنش مغز را با پژوهش مذکور نشان می‌دهد.

۴- نتیجه‌گیری

فوتبال یکی از ورزش‌هایی است که به طور گسترده در دنیا انجام می‌شود و از این رو بررسی عملکرد مغز در برخورد با توپ از اهمیت زیادی برخوردار است. هدف این پژوهش ارائه یک مدل المان محدود از مغز بود که بتواند برای درک بهتر عملکرد آن در ضربات ناشی از توپ فوتبال مورد استفاده قرار گیرد. نتایج نشان داد که ضربه جانبی به مغز موجب آسیب بیشتر آن شده و در هنگامی که جهت ضربه هم‌راستا با جهت‌گیری فیبرهای آکسون باشد مغز مقاومت بیشتری را از خود نشان می‌دهد و در حالتی که جهت اعمال ضربه عمود بر راستای این فیبرها باشد، تنش‌های به وجود آمده و ناهمسانگردی توزیع آن‌ها افزایش پیدا می‌کند. علاوه بر این، مشاهده شد که در ضربه از جلو و هم‌راستا با فیبرهای آکسون به دلیل تغییر شکل بزرگ مغز، فشار در محل آسیب مثبت و در محل مقابل آسیب منفی می‌شود. در ضربه جانبی که متعام بر فیبرها بود، رفتار فشار محل آسیب و مقابل آسیب مشابه بود و به طور کلی، فیبرها در هر دو ضربه جلویی و جانبی گرادیان فشار را تحت تاثیر قرار دادند. با وجود این نکات، مدل ارائه شده دربردارنده محدودیت‌هایی بود. اعتبارسنجی نتایج با داده‌های تجربی به دلیل عدم امکان‌پذیری انجام نشده بود. همچنین، کیفیت پایین تصاویر MRI منجر به کاهش کیفیت هندسه نهایی شده بود و از طرفی، فقط هندسه مغز در مدل گنجانده شد و از ساختارهای دیگر سر مانند جمجمه و مایع مغزی-نخاعی به منظور کاهش حجم محاسبات صرف‌نظر شده بود. علاوه بر این موارد، قسمت هایپرالاستیک مدل مادی هایپر ویسکوالاستیک مغز به صورت مونی-ریولین در نظر گرفته شده بود و در آینده می‌توان با گنجاندن مدل مادی آگدن رفتار مکانیکی مغز را در شبیه‌سازی بهبود داد. به طور کلی، مدل المان محدود مغز در این پژوهش توانست رفتار سرتاسری مغز را در هنگام ضربه شبیه‌سازی کند و در آینده با بهبود مدل مادی و گنجاندن جهت‌گیری‌های مختلف فیبرهای آکسون به همراه مقایسه با داده‌های تجربی مناسب توسعه داده شود و برای پیش‌بینی روش‌های درمانی ضربه مغزی مورد استفاده قرار گیرد.

۵- مراجع

- [۱] ایمانی نژاد ز، خلیلی خ. مروری بر برکاربردترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات در OpenSim. مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز. ۱۴۰۲، د. ۵۳، ش. ۲، ص. ۷۹-۸۸
- [۲] عبیدی م، هیات حسینیان س، سهیلی فرد ر، حسن زاده قاسمی ر. مقایسه وابستگی اتصال ترکیبات سیاهدانه و شیرین بیان با رمدسیور بر Mpro سارس کرونا ویروس ۲ با استفاده از شبیه‌سازی دینامیک مولکولی هدایت شده. مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز. ۱۴۰۲، د. ۵۳، ش. ۳، ص. ۱۷۳-۱۷۸.

تمرکز این پژوهش بر روی بررسی اثر ضربه بر روی بافت مغز انسان با استفاده از روش المان محدود بود. این نوع از شبیه‌سازی با وجود آن که در برخی تحقیقات پیشین به عنوان مثال توسط حسینی و همکاران [۱۱] نیز صورت گرفته است، اما انجام شبیه‌سازی‌های بیشتر با بررسی رفتار مغز در شرایط مختلف ضربه می‌تواند به طور چشمگیری شناخت متخصصان را از نحوه رفتار مغز در حالت‌های بحرانی افزایش دهد [۱۳]. مدل مادی هایپر ویسکوالاستیک بکار گرفته شده در این مقاله که توسط چاتلین و همکاران [۸] ارائه شده بود، با وجود آن که رفتار آن با داده‌های تجربی تنش مغز مطابقت داشت، در یک مدل سه‌بعدی کامل از مغز برای بررسی اثر ضربه استفاده نشده بود و از نوآوری‌های پژوهش به شمار می‌رود. همچنین، تحقیقات مختلف نشان داده‌اند که اعمال ضربات به ناحیه جلویی و جانبی مغز از اهمیت بالایی برخوردارند و بافت مغز کرنش‌های بیشتری را در هنگام ضربه از این نواحی تجربه می‌کند و لازم است در مدل‌های المان محدود این نکته مورد توجه قرار گیرد [۱۷، ۲۸، ۳۲]. همچنین، سرعت توپ در هنگام اعمال ضربه متفاوت از تحقیقات پیشین انتخاب شد. به عنوان مثال حسینی و همکاران [۱۱] اثر ضربه توپ گلف را با سرعت‌های ۳۶، ۵۴ و ۷۲ کیلومتر بر ساعت مورد ارزیابی قرار دادند. برونو و کرونین [۱۴] ضربه با سرعت‌های ۱۹/۸ و ۳۳/۴۸ کیلومتر بر ساعت را با استفاده از دستگاه اعمال ضربه بر سر بررسی نمودند. تحقیقات مختلف از سرعت‌های متفاوت و اجسام مختلف برای ضربه استفاده نمودند و هدف از این کار بررسی رفتار مغز در شرایط مختلف می‌باشد و به همین دلیل در این پژوهش نیز از جسمی مانند توپ و با سرعت‌هایی متفاوت از پژوهش‌های پیشین استفاده شد تا نتایج مدل بتواند برای ارزیابی بهتر رفتار مغز مورد استفاده قرار گیرد. تحقیقات نشان داده است که تفاوت در سرعت جسم ضربه‌زننده به مغز (حتی در محدوده ۷/۲ کیلومتر بر ساعت)، تفاوت چشمگیری در نتیجه نهایی رفتار تنش و فشار مغز می‌گذارد [۳۴].

از محدودیت‌های پژوهش، استفاده از مدل پایه هایپرالاستیک مونی-ریولین بود. تحقیقات نشان داده‌اند که ترکیب سری پرونی دو مرتبه‌ای و حالت یک مرتبه‌ای مدل هایپرالاستیک آگدن نزدیک‌ترین نتیجه را به داده‌های تجربی رفتار مغز مهیا می‌کند [۱۹]. با وجود آن که تعریف مدل آگدن در نرم‌افزار المان محدود LS-DYNA امکان‌پذیر است ولی استفاده از این مدل علاوه بر افزایش حجم محاسبات، ناپایداری‌های عددی را به دنبال خواهد داشت که ممکن است نتوان در یک نرم‌افزار المان محدود بر آن‌ها غلبه کرد [۳۵]. به همین دلیل به منظور جلوگیری از ناپایداری در حل، از یک مدل مونی-ریولین برای

- identification of its parameters. *International Journal of Non-Linear Mechanics*. 2019;116:147-54.
- [20] Goldsmith W, Plunkett J. A biomechanical analysis of the causes of traumatic brain injury in infants and children. *The American journal of forensic medicine and pathology*. 2004;25(2):89-100.
- [21] Karimi A, Razaghi R, Navidbakhsh M, Sera T, Kudo S. Measurement of the mechanical properties of soccer balls using digital image correlation method. *Sport Sciences for Health*. 2016;12:69-76.
- [22] Griffiths E, Budday S. Finite element modeling of traumatic brain injury: Areas of future interest. *Current Opinion in Biomedical Engineering*. 2022;24:100421.
- [23] Miller LE, Urban JE, Kelley ME, Powers AK, Whitlow CT, Maldjian JA, Rowson S, Stitzel JD. Evaluation of brain response during head impact in youth athletes using an anatomically accurate finite element model. *Journal of neurotrauma*. 2019;36(10):1561-70.
- [24] Hosseini-Farid M, Ramzanpour M, Eslaminejad A, Ziejewski M, Karami G. Computational simulation of brain injury by golf ball impacts in adult and children. *Biomedical Sciences Instrumentation*. 2018;54(1):369-76.
- [25] Hassan M, Taha Z, Hasanuddin I, Majeed A, Mustafa H, Othman N. A simplified human head finite element model for brain injury assessment of blunt impacts. *Journal of Mechanical Engineering and Sciences*. 2020;14(2):6538-47.
- [26] Ramzanpour M, Eslaminejad A, Hosseini-Farid M, Ziejewski M, Karami G. Comparative study of coup and contrecoup brain injury in impact induced TBI. *Biomedical Sciences Instrumentation*. 2018;54(1):76-82.
- [27] Tiernan S, Byrne G. The effect of impact location on brain strain. *Brain injury*. 2019;33(4):427-34.
- [28] Zhang L, Yang KH, King AI. Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling. *Journal of neurotrauma*. 2001;18(1):21-30.
- [29] Bunc G, Ravnik J, Velnar T. May heading in soccer result in traumatic brain injury? A review of literature. *Medical Archives*. 2017;71(5):356.
- [30] El Sayed T, Mota A, Fraternali F, Ortiz M. Biomechanics of traumatic brain injury. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2008;197(51-52):4692-701.
- [31] Lyu D, Zhou R, Lin C-h, Prasad P, Zhang L. Development and validation of a new anisotropic visco-hyperelastic human head finite element model capable of predicting multiple brain injuries. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2022;10:831595.
- [32] Liu J, Jin JJ, Eckner JT, Ji S, Hu J. Influence of morphological variation on brain impact responses among youth and young adults. *Journal of biomechanics*. 2022;135:111036.
- [33] Nahum AM, Smith R, Ward CC. Intracranial pressure dynamics during head impact. *SAE Technical Paper*; 1977. Report No.: 0148-7191.
- [34] Cai Z, Xia Y, Bao Z, Mao H. Creating a human head finite element model using a multi-block approach for predicting skull response and brain pressure. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2019;22(2):169-79.
- [35] Anssari-Benam A, Destrade M, Saccomandi G. Modelling brain tissue elasticity with the Ogden model and an alternative family of constitutive models. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*. 2022;380(2234):20210325.
- [36] Ratajezcak M, Ptak M, Chybowski L, Gawdzińska K, Będziński R. Material and structural modeling aspects of brain tissue deformation under dynamic loads. *Materials*. 2019;12(2):271.
- [۳] نمه شیری پ، اللهوردی زاده ا، داداش زاده ب. مدل سازی الکترومکانیکی تنگی دریچه آئورتی با خواص هایپر الاستیک و ویسکو الاستیک میوکاردیوم. مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز. ۱۴۰۲، د. ۵۳، ش. ۲، ص. ۱۵۵-۱۶۴.
- [4] Drake R, Vogl AW, Mitchell AW, Tibbitts R, Richardson P. *Gray's Atlas of Anatomy E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2020.
- [5] Madhukar A, Ostoja-Starzewski M. Finite element methods in human head impact simulations: a review. *Annals of biomedical engineering*. 2019;47:1832-54.
- [6] Drake RL, Vogl AW, Mitchell AW. *Gray's anatomy for students flash cards e-book*. Elsevier Health Sciences; 2019.
- [7] de Rooij R, Kuhl E. Constitutive modeling of brain tissue: current perspectives. *Applied Mechanics Reviews*. 2016;68(1).
- [8] Chatelin S, Deck C, Willinger R. An anisotropic viscous hyperelastic constitutive law for brain material finite-element modeling. *Journal of bioinformatics*. 2013;27:26-37.
- [9] Wang F, Han Y, Wang B, Peng Q, Huang X, Miller K, Wittek A. Prediction of brain deformations and risk of traumatic brain injury due to closed-head impact: quantitative analysis of the effects of boundary conditions and brain tissue constitutive model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2018;17:1165-85.
- [10] Eslaminejad A, Hosseini Farid M, Ziejewski M, Karami G. Brain tissue constitutive material models and the finite element analysis of blast-induced traumatic brain injury. *Scientia Iranica*. 2018;25(6: Special Issue Dedicated to Professor Goodarz Ahmadi):3141-50.
- [11] Hosseini-Farid M, Amiri-Tehrani-Zadeh M, Ramzanpour M, Ziejewski M, Karami G. The strain rates in the brain, brainstem, dura, and skull under dynamic loadings. *Mathematical and Computational Applications*. 2020;25(2):21.
- [12] Wu T, Hajiaghamemari M, Giudice JS, Alshareef A, Margulies SS, Panzer MB. Evaluation of tissue-level brain injury metrics using species-specific simulations. *Journal of neurotrauma*. 2021;38(13):1879-88.
- [13] Tse KM, Lim SP, Tan VBC, Lee HP. A review of head injury and finite element head models. *American Journal of Engineering, Technology and Society*. 2014;1(5):28-52.
- [14] Bruneau DA, Cronin DS. 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*. 2021;115:104299.
- [15] Li H, Lu R-J, Wu P, Yuan Y, Yang S, Zhang F-F, Jiang J, Tan Y. Numerical simulation and analysis of midfacial impacts and traumatic brain injuries. *Annals of translational medicine*. 2021;9(6).
- [16] Perkins RA, Bakhtiyaridavijani A, Ivanoff AE, Jones M, Hammi Y, Prabhu RK. Assessment of brain injury biomechanics in soccer heading using finite element analysis. *Brain Multiphysics*. 2022;3:100052.
- [17] Pavan PG, Nasim M, Brasco V, Spadoni S, et al. Development of detailed finite element models for in silico analyses of brain impact dynamics. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2022;227:107225.
- [18] Carmo GP, Dymek M, Ptak M, Alves-de-Sousa RJ, Fernandes FA. Development, validation and a case study: The female finite element head model (FeFEHM). *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2023;231:107430.
- [19] Hosseini-Farid M, Ramzanpour M, Ziejewski M, Karami G. A compressible hyper-viscoelastic material constitutive model for human brain tissue and the