



بررسی اثرات شتاب ناگهانی خطی و دورانی بر مغز انسان

عباس شفیعی¹، محمد تقی احمدیان^{2*}، حسام هورسان³، مریم هویت طلب⁴

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

2- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

3- دانشجوی دکترا، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

4- مربی، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

* تهران، صندوق پستی 145888-9496، ahmadian@sharif.edu

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 07 اردیبهشت 1394

پذیرش: 16 اردیبهشت 1394

ارائه در سایت: 16 خرداد 1394

کلید واژگان:

آسیب ضربه مغزی

تحلیل المان محدود

ویسکوهایپرلاستیک

شتاب

عدم هوشیاری

چکیده

آسیب‌های ضربه مغزی، به عنوان یکی از ناشناخته مانده‌ترین عوامل اختلالات مغزی و مرگ و میر در جهان همواره مورد مطالعه بوده است. به علت محدودیتی که در مطالعات آزمایشگاهی به‌طور مستقیم روی سر انسان وجود دارد، ارائه مدل المان محدود سر با مشخصات هندسی و خواص مکانیکی دقیق در این زمینه ضروری به‌نظر می‌رسد. در این پژوهش، پس از مطالعه بر روی خواص مکانیکی بافت‌های سر و مدل‌های المان محدود ارائه شده، ابتدا خواص دقیق ویسکوهایپرلاستیک مغز با استفاده از نتایج آزمایش روی بافت مغزی گاو استخراج گردید و ضرایب مدل ساختاری چند جمله‌ای کاهش یافته مرتبه 2 به عنوان متناسب‌ترین مدل هایپرلاستیک و ضرایب سری پرونی جهت معرفی خواص ویسکوالاستیک بافت مغز بیان گردید. سپس ضرایب هایپر ویسکوالاستیک به دست آمده با مطالعات گذشته و تحلیل المان محدود مقایسه شد. در ادامه با استفاده از تصاویر سی تی و ام آر آی سر انسان، مدل المان محدود سر ساخته شده و با اعمال شتاب دورانی و خطی به‌صورت ناگهانی، مدل المان محدود سر اعتبارسنجی گردیده است. در پایان، شتاب‌های چند برابر گرانش به مدل اعمال شده و مرز آسیب عدم هوشیاری ناشی از شتاب چند برابر گرانش، با معیارهای معتبر آسیب همچون معیار جراحت سر و بیشینه فشار مغزی به صورت کمی بیان شد. نتایج نشان می‌دهد، فشار مغزی بیشتر از 3/1 کیلوپاسکال و معیار شدت آسیب بیشتر از 30 باعث بروز آسیب عدم هوشیاری می‌شود.

Effect of linear and rotational acceleration on human brain

Abbas Shafiee, Mohammad Taghi Ahmadian, Hesam Hoursan, Maryam Hoviattalab

Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

* P.O.B. 145888-9496 Tehran, Iran, ahmadian@sharif.edu

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 27 April 2015
Accepted 06 May 2015
Available Online 06 June 2015

Keywords:
Traumatic Brain Injury (TBI)
Finite Element Analysis (FEA)
Visco-Hyperelastic
Acceleration
Loss of Consciousness

ABSTRACT

Traumatic brain injury (TBI) has long been known as one of the most unspecified reasons for death around the world. This phenomenon has been under study for many years and yet questions remain due to its physiological, geometrical and computational complexity. Because of the limitations in experimental study on human head, the finite element human head model with precise geometric characteristics and mechanical properties is essential. In this study, the visco-hyperelastic parameters of bovine brain are extracted from experimental data and finite element simulations which are validated by experimental results. Then, a 3D human head including brain, skull, and the meninges is modeled using CT-scan and MRI data of a 30-year old human. This model is named "Sharif University of Technology Head Trauma Model (SUTHTM)". After validating SUTHTM, the model is then used to study the effect of G acceleration. Damage threshold based on consciousness in terms of acceleration and time duration is developed using HIC and Maximum Brain Pressure criteria. Results revealed that Max. Brain Pressure ≥ 3.1 KPa and HIC ≥ 30 are representative of loss of consciousness. Also, 3D domains for the loss of consciousness based on Max. Brain Pressure and HIC criteria are developed.

1- مقدمه

فعالیت‌های ورزشی و ... نیاز به مطالعه‌ی بیومکانیکی بافت سر، شامل جمجمه، لایه مننژی و به‌خصوص مطالعات مغزی را به نحو مؤثری توجیه می‌کند. در ایالات متحده سالانه به طور متوسط 1/5 میلیون نفر دچار آسیب‌های سر و مغز می‌شوند که 20 الی 25 درصد آن‌ها دچار آسیب‌های شدید و متوسط شده‌اند. به‌رغم معالجه‌ی فوری معمولاً آسیب‌های سر و مغز منجر به تلفات می‌شود و در صورت درمان، در اغلب موارد شخص در اثر ضربه

امروزه آسیب‌های مغزی یکی از عوامل مهم مرگ و میر در جهان شناخته می‌شوند. شناسایی دقیق عوامل مؤثر در آسیب یکی از راه‌های جلوگیری و یا کاهش آسیب‌های ناشی از ضربه مغزی¹ می‌باشد. شیوع فراوان آسیب‌ها و صدمات وارده به سر و مغز در اثر سوانح و تصادفات، سقوط، درگیری،

1- Traumatic Brain Injury (TBI)

می‌بایست با ضرایبی وابسته به فشار داخلی مغز و جهت ضربه‌ی وارده مورد اصلاح قرار گیرند. او همچنین نشان داد با افزایش جرم سر میزان معیار شدت آسیب³ کاهش یافته و از طرفی میزان فشار بین جمجمه‌ای در نقاط مختلف مغزی افزایش می‌یابد [12,11]. در سال 2003، ویتک و امری در یک مدل برش دوبعدی از مغز، اثر شرایط مرزی مختلف بین مغز و جمجمه را تحت سرعت زاویه‌ای 16 رادیان بر ثانیه (شتاب زاویه‌ای تا 5000 رادیان بر مجذور ثانیه) مورد بررسی قرار دادند و گزارش کردند که شرایط مرزی مختلف میان مغز و جمجمه در پاسخ، اثرات بسیار متفاوتی دارند؛ در حالی که تغییر خواص مانند ویسکوزیته تأثیر قابل توجهی در پاسخ ندارد [13]. ژانگ و همکاران در سال 2006 از یک مدل المان محدود به نام مدل سیمون⁴ برای مقایسه‌ی میزان آسیب ناشی از شتاب چرخشی (زاویه‌ای) و شتاب مستقیم (خطی) وارد به سر استفاده نموده و میزان کرنش مغز ناشی از هر یک را بررسی نمودند و پس از مطابقت با داده‌های آزمایشگاهی گزارش کردند که شتاب زاویه‌ای، بیش از 90 درصد کرنش را سبب می‌شود و بنابراین سهم بزرگتری نسبت به شتاب خطی در آسیب ایفا می‌کند [14]. لازم به ذکر است مدل المان محدود سیمون ابتدا توسط تاخونتس و همکاران توسعه یافت [15]. در سال 2012 پست و همکاران مطالعه‌ای را بر نحوه بارگذاری روی سر انسان با استفاده از مدل آسیب مغزی دانشگاه کالج دوبلین⁵ انجام دادند و میزان کرنش اصلی بیشینه را در ماده سفید و خاکستری مغز، مخچه و ساقه مغزی مورد بررسی قرار دادند. مدل آسیب مغزی دانشگاه کالج دوبلین در دانشگاه کالج دوبلین ایرلند با استفاده از تصاویر سی تی ایجاد شد. این مدل نیز با نتایج آزمایشی نی‌هام و همکاران [9] اعتبارسنجی شده است.

همان‌گونه که از مرور ادبیات خواص مغزی استنتاج می‌شود، با کمبود مطالعات در زمینه خواص ویسکوهاپیروالاستیک مغز مواجه هستیم. پس لازم است تا با انجام آزمایش روی بافت مغزی، مطالعه‌ی جامعی روی خواص هایپروالاستیک مغز صورت گیرد. یکی از موارد مهم که ضروری است مطالعات صدمات مغزی و مرزهای آسیب در آن به خصوص در کشور صورت گیرد، ایجاد یک مدل سه بعدی کاربردی از سر انسان و بررسی قرار گرفتن سر تحت شتاب‌های چند برابر گرانش است. این شتاب بسته به مقدار، مدت زمان اعمال و راستای اعمال آن می‌تواند موجب سرگیجه و به‌دنبال آن عدم هوشیاری کامل و بیهوشی و حتی آسیب‌های جدی‌تر مغز شود. در راستای دست‌یابی و توسعه مدل سه‌بعدی سر و استفاده از آن در رسیدن به اهداف پژوهش، ابتدا ضروری است تا خواص مغز به عنوان بخشی از مدل، شناسایی شود. با توجه به در دسترس بودن و همچنین استفاده دیگر پژوهشگران از مغز گاو به‌منظور شبیه‌سازی، نمونه‌های مختلف مغز مورد آزمایش قرار گرفت و خواص ویسکوهاپیروالاستیک⁶ مغز شناسایی گردید. با استفاده از نرم‌افزار شبیه‌ساز المان محدود آباکوس، نمونه‌ی مغزی تحت شرایط آزمایشگاهی مدل‌سازی و با نتایج بدست آمده از آزمایش تجزیه تحلیل و مقایسه شده است. نتایج بدست آمده، نشان از صحت فرایند مدل‌سازی و تجزیه تحلیل می‌باشد. پس از تایید نتایج آزمایش خواص مغزی، یک مدل کاربردی و دربرگیرنده‌ی تمامی مشخصات هندسی و خواص مکانیکی سر با استفاده از تصاویر سی تی و ام آر آی ساخته شد. این مدل شامل تمامی قسمت‌های سه‌گانه‌ی سر از جمله مغز، جمجمه و پرده‌ی حفاظتی مننژ می‌باشد. پس از اعتبارسنجی، مدل المان محدود سر تحت اعمال شتاب چند برابر گرانش در

دچار آسیب دائم مغزی، عصبی یا نخاعی می‌گردد [1]. با توجه به اهمیت موضوع نیاز است تا مروری بر مطالعات روی خواص مغزی و مدل‌های المان محدود سر صورت گیرد. مطالعات گذشته نشان می‌دهد مغز رفتاری ویسکوهاپیروالاستیک دارد. میلر و چنزی با انجام آزمایش فشاری بر روی مغز خوک در شرایط برون تنی¹ و در سه حالت مختلف سرعت بارگذاری (آهسته، متوسط، و سریع) دریافتند که با افزایش سرعت بارگذاری بافت مغز، سفتی بیشتری را از خود نشان می‌دهد [2]. همچنین میلر و چنزی یک آزمایش در شرایط درون تنی² روی مغز خوک انجام دادند و داده‌های بدست آمده را با نتایج قبلی خود مقایسه کردند. آن‌ها نشان دادند، رفتار ویسکوالاستیک خطی برای مدل‌سازی تغییر شکل بافت مغزی مناسب نمی‌باشد [3]. در یک مطالعه توسط رشید و همکاران، با قرار دادن بافت مغز تحت بارگذاری‌های دینامیکی در شرایط برون تنی نشان دادند که تنها با در نظر گرفتن رفتار هایپروالاستیک نمی‌توان به پاسخ مناسبی از رفتار بافت مغزی در حالت دینامیکی رسید [4,5]. جین و همکاران مطالعه‌ی جامعی را روی پاسخ بیومکانیکی بافت مغز انسان انجام دادند. آنها 72 نمونه مغز تحت کشش، 72 نمونه تحت فشار و 96 نمونه را تحت برش در نرخ کرنش‌های مختلف مورد آزمایش قرار دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که در بارگذاری فشاری و برشی، ماده سفید مغز نرم‌تر از ماده خاکستری می‌باشد [6]. همچنین در سال 2014 موران و همکاران [7] با استفاده از نتایج آزمایشگاهی‌ای که جین و همکاران در سال 2013 [6] بر روی مغز انسان تحت بارگذاری‌های کششی، فشاری، و برشی تا کرنش نزدیک به 50 درصد انجام دادند، توانستند ضرایب مدل چند جمله‌ای مرتبه 2 و آگدن مرتبه 2 را در بارگذاری فشاری، کششی و برشی در دو ناحیه مختلف مغز معرفی کنند. آن‌ها مدل آگدن را به‌علت تطابق بهتر در بارگذاری برشی به عنوان متناسب‌ترین مدل معرفی کردند. آن‌ها همچنین نتیجه گرفتند تفاوت خاصی بین رفتار جسم پینه‌ای، تالاموس و قشر مغزی نیست. همچنین آن‌ها تنها وابستگی ماده سفید مغزی را به جهت بارگذاری در حالت برشی نشان دادند.

پس از گسترش روش المان محدود، مطالعات در زمینه آسیب‌های ضربه مغزی جهش چشم‌گیری پیدا کرد که از جمله‌ی آن‌ها می‌توان به مواردی اشاره کرد. روان و همکاران مدلی از سر به نام مدل آسیب سر دانشگاه ایالتی وین، شامل جمجمه، لایه مننژی و مغز ارائه دادند و با اعمال ضربه به آن نتیجه گرفتند آسیب سر متناسب با نیروی ضربه، فشار کنشی و بیشینه تنش برشی است [8]. مدل المان محدود سر دانشگاه ایالتی وین در دانشگاه ایالتی وین آمریکا، به‌منظور مطالعه جراحات‌های مغز و سر مدل‌های المان محدود ارائه گردید. به‌منظور اعتبارسنجی مدل المان محدود سر ایجاد شده، شبیه‌سازی مشابه با مطالعه آزمایشی نی‌هام و همکاران [9] روی این مدل انجام گردید. البشارات و همکاران [10] با انجام شبیه‌سازی بر روی مدل آسیب سر دانشگاه ایالتی وین، حرکت بین جمجمه و مغز را که می‌تواند منجر به پاره شدن عروق خونی گردد، مورد بررسی قرار دادند. در سال 2002 کلیون با استفاده از تصاویر سی تی و ام آر آی یک مدل سه‌بعدی محدود از سر که شامل جزئیات و تفکیک نواحی مختلف بود ارائه کرد و نشان داد که ویژگی‌های تغییر شکل مغز، وابسته به خواص برشی در نواحی مختلف می‌باشد و همچنین ضربه‌ی پیشانی به سر سبب ایجاد حرکت بیشتری در مغز می‌شود. وی همچنین در این مطالعه معیارهای ارائه شده برای برآورد میزان آسیب را مورد مقایسه قرار داده است و گزارش کرده است که معیارها

3- Head Injury Criteria (HIC)

4- Simulated Injury Monitor (SIMon)

5- University College Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM)

6- Visco- Hyperelastic

1- In-Vitro

2- In-Vivo

جدول 1 ابعاد هندسی نمونه مغزی استوانه‌ای جهت آزمایش		
متوسط (میلی متر)	انحراف استاندارد (میلی متر)	
29	$\pm 0/5$	قطر
25	± 1	ارتفاع

❖ آزمایش آسودگی تنش

فشار نمونه تا کرنش 30 درصد ($7/5$ میلی‌متر) با نرخ کرنش $0/67$ بر ثانیه یا 1000 میلی‌متر بر دقیقه (در مدت زمان تقریبی $0/45$ ثانیه) و ثابت نگه‌داشتن کرنش تا زمان 80 ثانیه؛ (5 نمونه)

2-1-2- راه اندازی آزمایش

آزمایش‌ها توسط دستگاه کشش هانسفیلد¹ (شکل 3) موجود در آزمایشگاه پلیمر دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. این دستگاه به نیروسنج و سروو موتور برای جابه‌جایی فک‌ها مجهز است. همچنین این دستگاه قادر است نمونه را با سرعت یکنواخت در راستای طولی تحت کشش یا فشار قرار دهد. نتایج آزمایش با استفاده از نرم‌افزار تخصصی کیومت² به صورت نیرو- جابه‌جایی و بی‌درنگ³ در کامپیوتر ذخیره و نشان داده می‌شود.

2-2- نتایج آزمایش

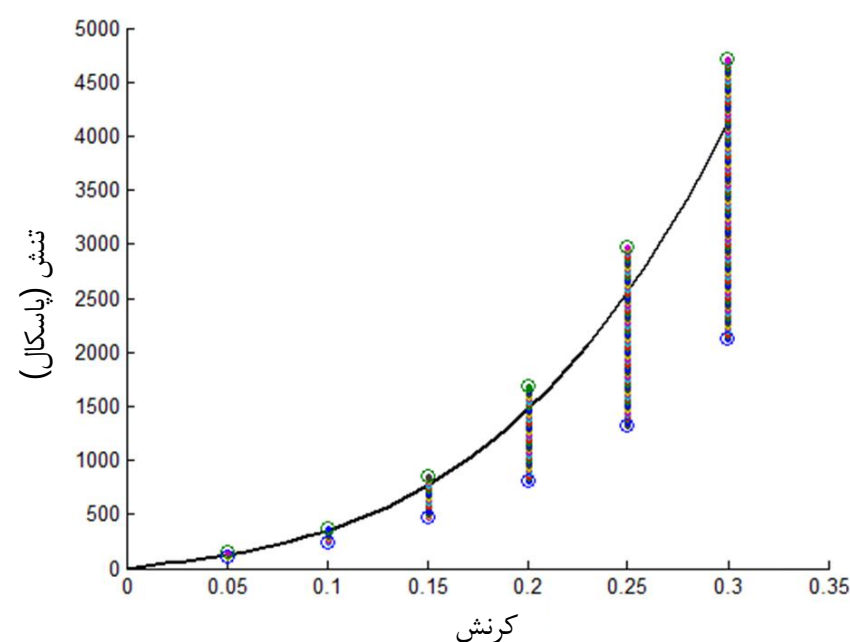
1-2-2- آزمایش فشار

نتایج آزمایش فشار در سه نرخ آهسته، متوسط، و سریع به ترتیب در شکل‌های 4، 5 و 6 نشان داده شده‌اند.

همان‌گونه که در شکل 4، 5، و 6 مشاهده می‌شود، منحنی‌های تنش-کرنش تعقر رو به بالا دارند و با افزایش سرعت بارگذاری بافت سفت‌تر شده و وابستگی تنش به نرخ بارگذاری بیشتر نمایان است.



شکل 3 دستگاه کشش هانسفیلد و تجهیزات جانبی



شکل 4 نتایج آزمایش نرخ آهسته فشاری ($0/6$ میلی‌متر بر دقیقه)

دو راستای مختلف قرارگرفت و مرز آسیب عدم هوشیاری با معیارهای معتبر آسیب مغزی، معرفی شد.

2- دست‌یابی به مدل ویسکوهاپیرالاستیک مناسب مغز

شناسایی دقیق عوامل موثر در آسیب یکی از راه‌های جلوگیری و یا کاهش آسیب‌های ناشی از ضربه مغزی می‌باشد. یکی از سریع‌ترین و دقیق‌ترین روش در شناسایی پارامترهای آسیب، مدل‌سازی سر انسان می‌باشد. از طرفی جهت مدل‌سازی دقیق نیاز به بررسی و تشخیص صحیح رفتار بیومکانیکی بافت مغزی می‌باشد. براساس مطالعه‌ای که نیکول و همکاران [16] و پروین و چن [17] روی مغز حیوانات انجام دادند، بیان کردند از خواص بافت مغزی حیوانات می‌توان برای مدل‌سازی المان محدود سر انسان استفاده کرد و تفاوت خاصی بین خواص مکانیکی مغز حیوانات پستاندار وجود ندارد. به همین منظور در این بخش، روش دست‌یابی خواص ویسکوهاپیرالاستیک بافت مغزی گاو با استفاده از نتایج آزمایشگاهی و ارزیابی نتایج آزمایش با تحلیل المان محدود پرداخته می‌شود. در انتها نیز مناسب‌ترین ضرایب ویسکوهاپیرالاستیک بیان می‌گردد.

2-1- آزمایش خواص ویسکوهاپیرالاستیک

2-1-1- آماده سازی نمونه

به منظور انجام آزمایش، ابتدا نمونه مغز گاو تهیه گردید (شکل 1) و نمونه‌های استوانه‌ای (شکل 2) با ابعاد معرفی شده در جدول 1 از آن استخراج گردید. قابل ذکر است نمونه‌ها در راستای فوقانی- تحتانی در نقاط مختلف مغز برش داده شدند. مطالعات نشان می‌دهند، رابطه تنش و کرنش به‌طور مشخصی به موقعیت نمونه در مغز بستگی ندارد [18,19]. همچنین سعی شد نمونه از قسمت سفید مغزی برش داده شود تا از یکنواختی بیشتری برخوردار باشد. روند آزمایشی که تصمیم به انجام آن گرفته شد، به صورت زیر است:

❖ آزمایش فشار

فشار نمونه تا کرنش 30 درصد ($7/5$ میلی‌متر) با نرخ کرنش‌های:

- ✓ نرخ آهسته: $0/0004$ بر ثانیه یا $0/6$ میلی‌متر بر دقیقه (اعمال کرنش $7/5$ میلی‌متر در زمان $12/5$ دقیقه)؛ (5 نمونه)
- ✓ نرخ متوسط: $0/008$ بر ثانیه یا 12 میلی‌متر بر دقیقه (اعمال کرنش $7/5$ میلی‌متر در زمان $37/5$ ثانیه)؛ (5 نمونه)
- ✓ نرخ سریع: $0/4$ بر ثانیه یا 600 میلی‌متر بر دقیقه (اعمال کرنش $7/5$ میلی‌متر در زمان $0/75$ ثانیه)؛ (5 نمونه)



شکل 1 مغز گاو تهیه شده



شکل 2 نمونه مغزی استوانه‌ای گاو استخراج شده

1- Hounsfield
2- QMat
3- Real-Time

میان‌یابی آزمایش فشار با نرخ کرنش آهسته شکل 4 استفاده می‌شود تا وابستگی تنش به زمان (نرخ کرنش) ناچیز باشد و تنش تقریباً تنها تابع میزان کرنش شود. همچنین به منظور دست‌یابی به خواص ویسکوالاستیک از نمودار میان‌یابی شکل 7 استفاده می‌شود. سپس با برازش منحنی‌های میان‌یابی شده، ضرایب مناسب خواص ویسکوهاپیرالاستیک مغز بدست می‌آید.

2-3-1- نتایج برازش مدل‌های هاپیرالاستیک

در این قسمت مدل‌های هاپیرالاستیک فانگ¹، گنت²، بالتز-کو³، آردا-بویس⁴، وان‌دروالس⁵، آگدن⁶ مرتبه 1، 2، و 3، مونی ریولین⁷، چند جمله‌ای⁸ مرتبه 2، نتوهوگین⁹، چند جمله‌ای کاهش‌یافته¹⁰ مرتبه 2، و مدل یوه¹¹ با استفاده از نرم‌افزار متلب مورد برازش با داده‌های آزمایشی قرار گرفتند. پس از بررسی ضریب کیفیت برازش R^2 ، مدل چند جمله‌ای کاهش یافته مرتبه 2 به‌عنوان متناسب‌ترین مدل معرفی گردید. ضرایب این مدل در جدول 2 بیان شده‌است. قابل ذکر است در بدست آوردن این ضرایب، فرضیات زیر در نظر گرفته شده‌است:

✓ تراکم‌ناپذیری بافت مغز :

بسیاری از بافت‌های نرم به صورت غیرقابل تراکم فرض می‌شوند [20]. آزمایشات نشان می‌دهند که در نرخ‌های متوسط کرنش این فرض قابل قبول است [22,21].
✓ همسانگرد¹²:

بسیاری از بافت‌های نرم به طور معمول تحمل بارهای مکانیکی را ندارند و از خود ساختار جهتی¹³ را نمایش نمی‌دهند [22].

2-3-2- نتایج برازش مدل‌های ویسکوالاستیک

مطابق با نظریه ویسکوالاستیک شبه خطی¹⁴ تا کرنش نزدیک به 30 درصد، مدول برشی نرمال مستقل از میزان کرنش اعمالی است [23]. پس می‌توان در پژوهش حاضر با توجه به این که میزان کرنش تا 30 درصد است، از نظریه ویسکوالاستیک خطی استفاده کرد. با استفاده از دو جمله سری پرونی¹⁵ که برای بیان تغییرات زمانی مدول برشی در مواد ویسکوالاستیک استفاده می‌شود، ضرایب مدول بی‌بعد آسودگی برش بدست می‌آید. این مقادیر در جدول 3 خلاصه می‌گردد.

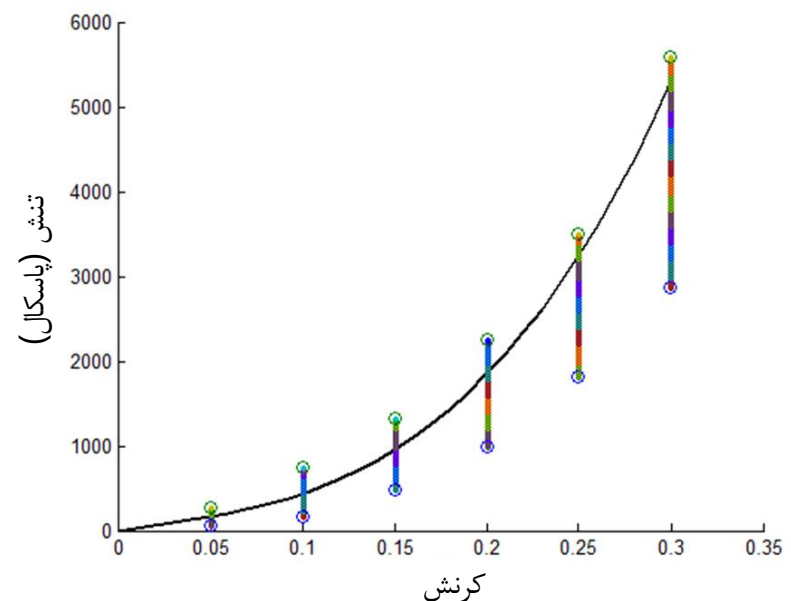
2-3-3- نتیجه‌گیری

با توجه به نتیجه‌ی بدست آمده از برازش مدل‌های ساختاری هاپیرالاستیک و

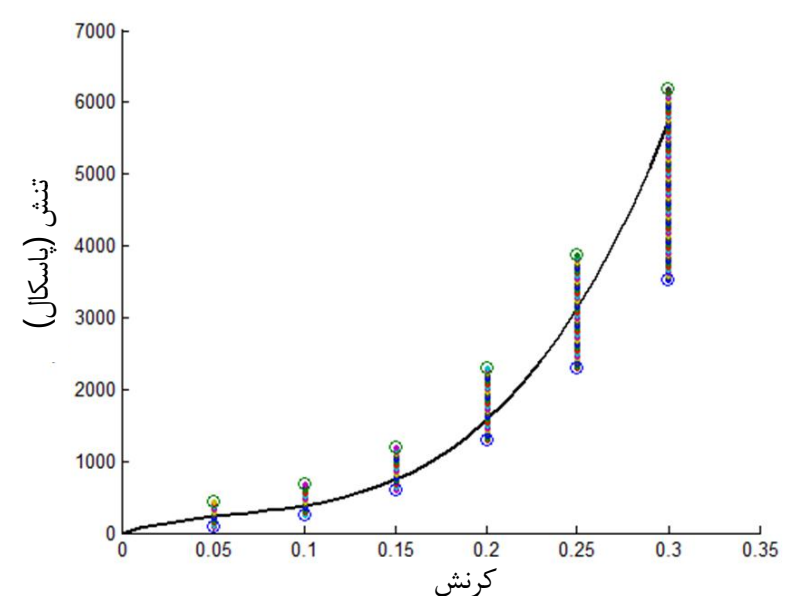
جدول 2 ضرایب حاصل از برازش مدل چند جمله‌ای کاهش یافته مرتبه 2

مدل چند جمله‌ای	C_{10} (kPa)	C_{20} (kPa)	R^2
کاهش یافته مرتبه 2	0/5081	1/5374	0/9992

- 1- Fung
- 2- Gent
- 3- Baltz-Ko
- 4- Arruda-Boyce
- 5- Van Der Waals
- 6- Ogden
- 7- Mooney-Rivlin
- 8- Polynomial
- 9- Neo-Hookean
- 10- Reduced Polynomial
- 11- Yeoh
- 12- Isotropy
- 13- Directional Structure
- 14- Quasi-linear Viscoelastic (QLV)
- 15- Prony Series



شکل 5 نتایج آزمایش نرخ متوسط فشاری (12 میلی‌متر بر دقیقه)



شکل 6 نتایج آزمایش نرخ سریع فشاری (600 میلی‌متر بر دقیقه)

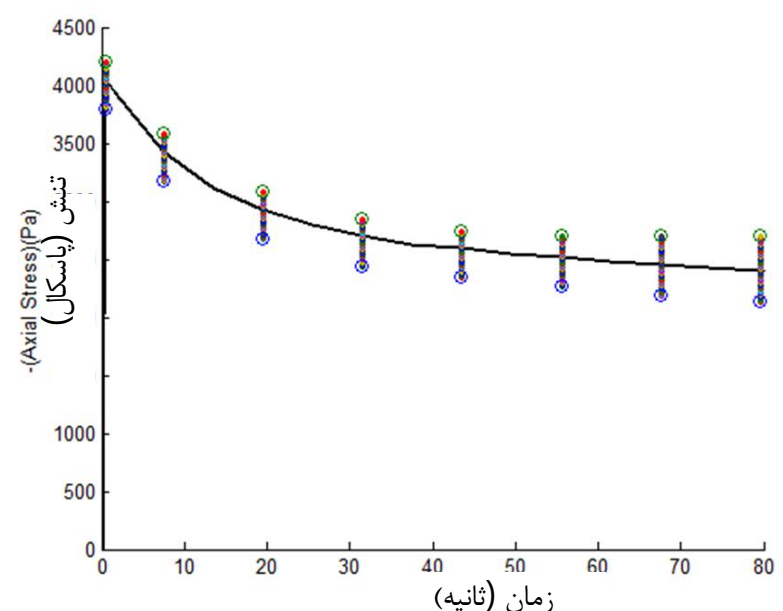
2-2-2- آسودگی تنش

نتیجه آزمایش آسودگی نیز در شکل 7 نشان داده شده است.

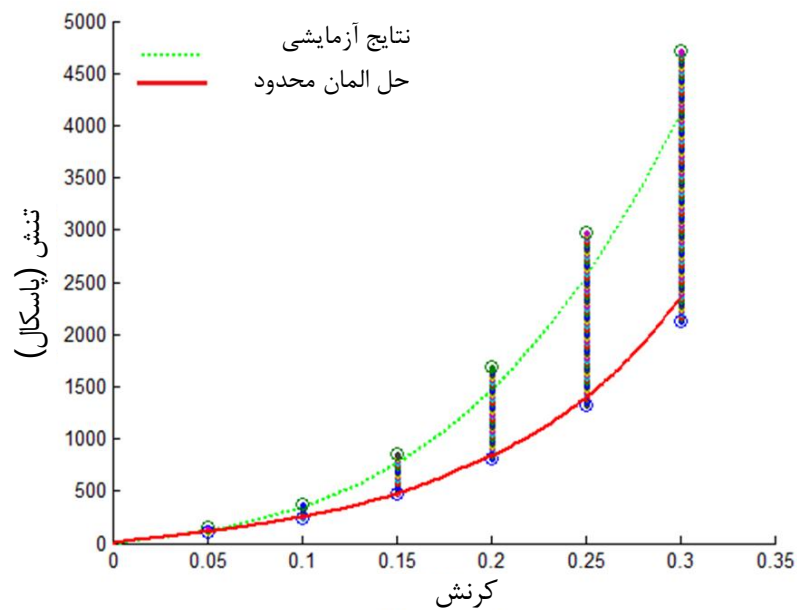
همان‌گونه که از شکل 7 نمایان است، در آزمایش آسودگی تنش، ابتدا مقدار تنش در یک مدت زمان بسیار کوتاه افزایش یافته و سپس در گذشت زمان به مقدار آسودگی خود نزدیک می‌شود.

2-3-3- برازش منحنی‌های آزمایشی با مدل‌های ساختاری

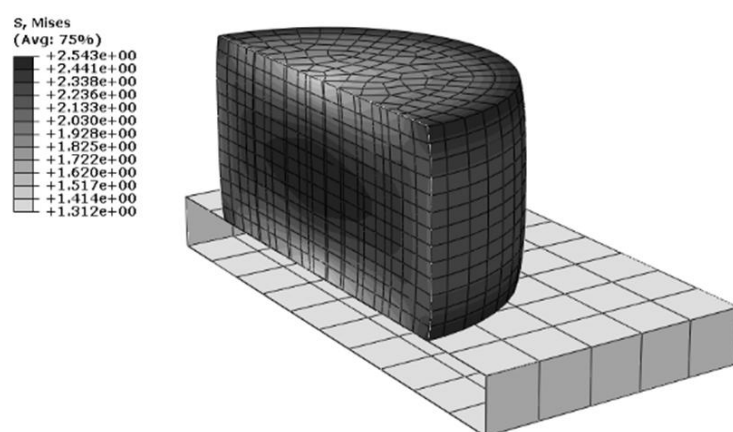
جهت بدست آوردن ضرایب هاپیرالاستیک برای مدل‌های مختلف از نمودار



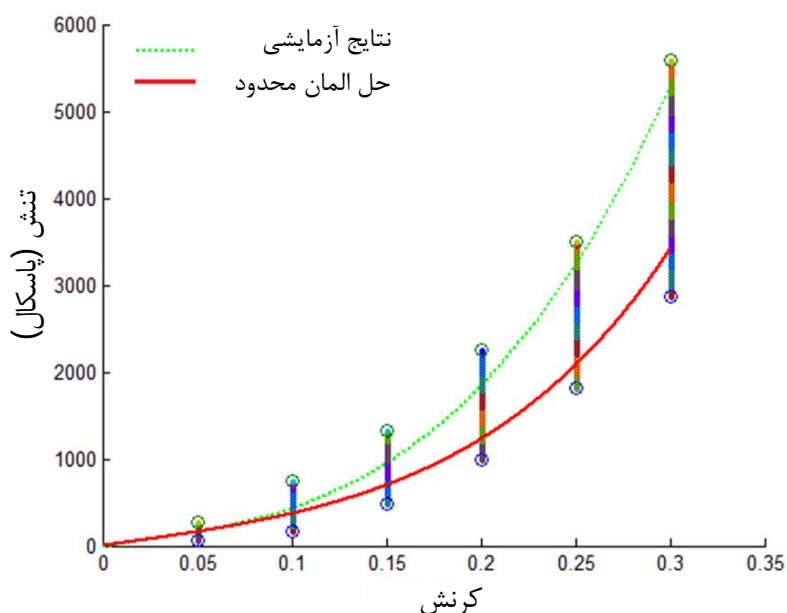
شکل 7 نتایج آزمایش آسودگی تنش در بازه زمانی 0 تا 80 ثانیه



شکل 9 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود و آزمایش در نرخ کرنش آهسته



شکل 10 توزیع تنش (کیلوپاسکال) حاصل از شبیه‌سازی نمونه بافت مغزی در نرخ کرنش متوسط در انتهای زمان 37/5 ثانیه



شکل 11 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود و آزمایش در نرخ کرنش متوسط

✓ نرخ سریع

نحوه توزیع تنش و منحنی تنش-کرنش در نمونه بافت مغزی و نرخ کرنش سریع در شکل‌های 12 و 13 نشان داده شده است. از مقایسه شکل‌های 9، 11 و 13 مشاهده می‌شود که با افزایش نرخ کرنش، اثر خاصیت ویسکوالاستیک بافت در کاهش میزان تنش کم شده و از اختلاف بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی و نتایج آزمایشگاهی کاسته می‌شود. به‌منظور مقایسه بهتر اثر نرخ کرنش بر روی نمودار تنش-کرنش بافت مغزی، منحنی‌های تنش-کرنش برای سه نرخ کرنش آهسته، متوسط، و سریع در شکل 14 آورده شده است.

همان‌گونه که از شکل 14 مشاهده می‌شود، با افزایش نرخ کرنش وابستگی تنش به کرنش بیشتر شده و مغز سفتی بیشتری را از خود نشان

سری پرونی، از این ضرایب می‌توان به طور مستقیم در نرم‌افزارهای شبیه‌سازی المان محدود همچون آباکوس یا انسیس استفاده کرد. توجه شود در مطالعات شبیه‌سازی، فرض تراکم‌ناپذیری که در مدل‌های ساختاری استفاده شده است، لحاظ گردد. یکی دیگر از نکاتی که در پژوهش حاضر مورد توجه قرار گرفت، دستیابی به پارامترهای مجهول مدل‌های ساختاری، به گونه‌ای که پایداری تابع انرژی در هیچ کرنشی نقض نگردد. در واقع در پژوهش حاضر معیار پایداری دراکر¹ در بدست آوردن ضرایب مدل‌های ساختاری در نظر گرفته شده است. در مطالعات مشابه اخیر همچون [28-24,16,7] این نکته لحاظ نشده است.

2-4- آنالیز المان محدود

مشابه با شرایط آزمایشگاهی، در نرم‌افزار تجاری المان محدود آباکوس نمونه‌های استوانه‌ای مغزی با قطر 29 میلی‌متر و ارتفاع 25 میلی‌متر و همچنین دو فک ساکن و متحرک دستگاه کشش مدل گردید. دو فک دستگاه به صورت صلب در نظر گرفته شد و خواص ویسکوهایپرلاستیک مغز بدست آمده از نتایج آزمایشگاهی در جداول 2 و 3 به نمونه‌های مغزی اعمال گردید. تمام شبیه‌سازی‌ها به روش صریح دینامیکی انجام شده است. مشابه با مطالعات اخیر [29,7,4] در تماس بین مدل هندسی نمونه و مدل‌های فک، اصطکاک $\mu=0.1$ در نظر گرفته شد. همچنین از فرو رفتن اعضای مدل در یکدیگر به هنگام حل المان محدود ممانعت شد [30].

2-4-1- نتایج شبیه‌سازی المان محدود

❖ نتایج شبیه‌سازی آزمایش فشاری

✓ نرخ آهسته

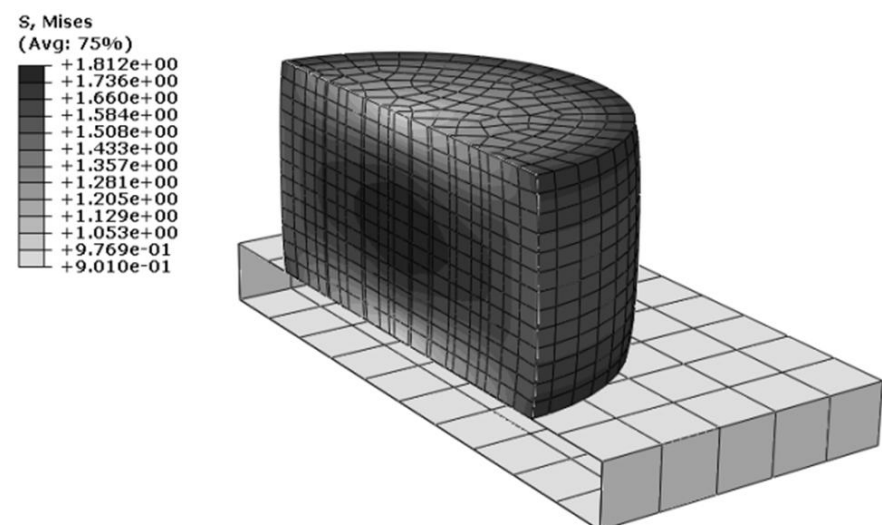
نحوه توزیع تنش و منحنی تنش-کرنش در نمونه بافت مغزی و نرخ کرنش آهسته در شکل‌های 8 و 9 نشان داده شده است.

✓ نرخ متوسط

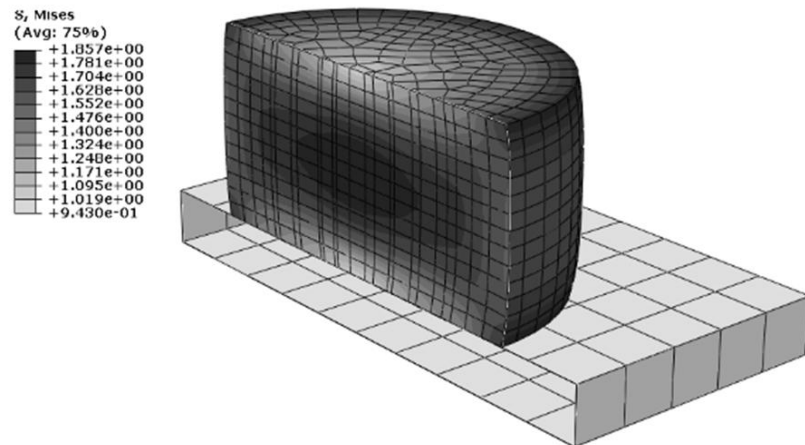
نحوه توزیع تنش و منحنی تنش-کرنش در نمونه بافت مغزی و نرخ کرنش متوسط در شکل‌های 10 و 11 نشان داده شده است.

جدول 3 ضرایب مدل ویسکوالاستیک حاصل از برازش

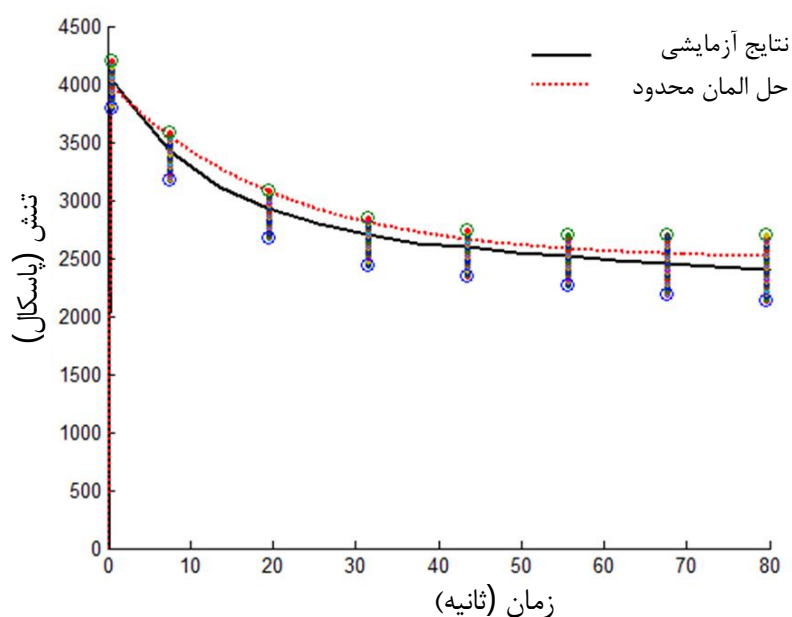
ضرایب مدل سری پرونی	g_1	$\tau_1(s)$	g_2	$\tau_2(s)$	R^2
در حوزه زمان	0/08	0/02	0/39	19/71	0/9938



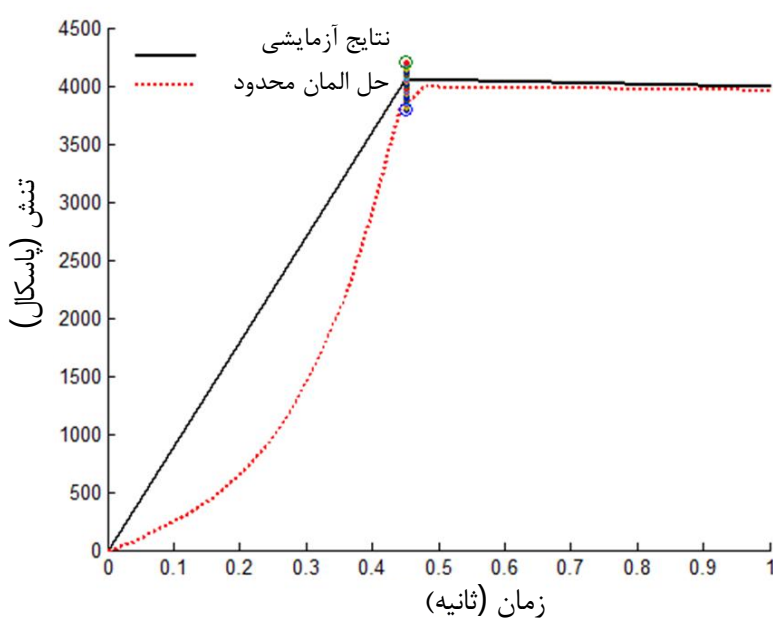
شکل 8 توزیع تنش (کیلوپاسکال) حاصل از شبیه‌سازی نمونه بافت مغزی در نرخ کرنش آهسته در انتهای زمان 750 ثانیه



شکل 15 توزیع تنش (کیلوپاسکال) حاصل از شبیه‌سازی نمونه بافت مغزی در آزمایش آسودگی تنش در انتهای زمان 80 ثانیه

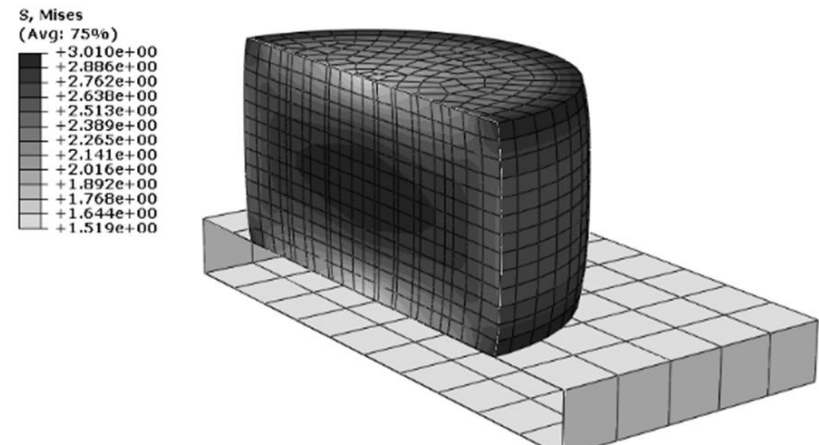


شکل 16 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود و آزمایش آسودگی تنش در بازه زمانی 0 تا 80 ثانیه

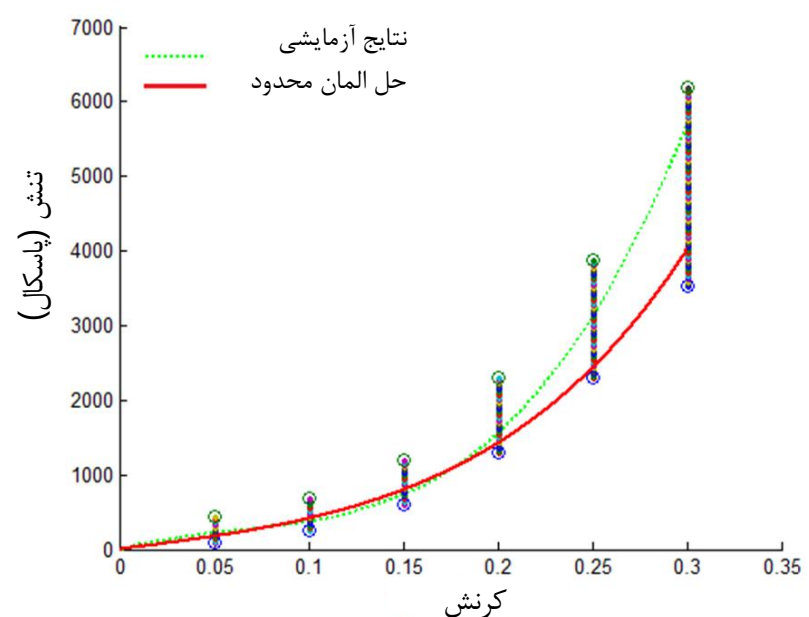


شکل 17 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود و آزمایش آسودگی تنش در بازه زمانی 0 تا 1 ثانیه

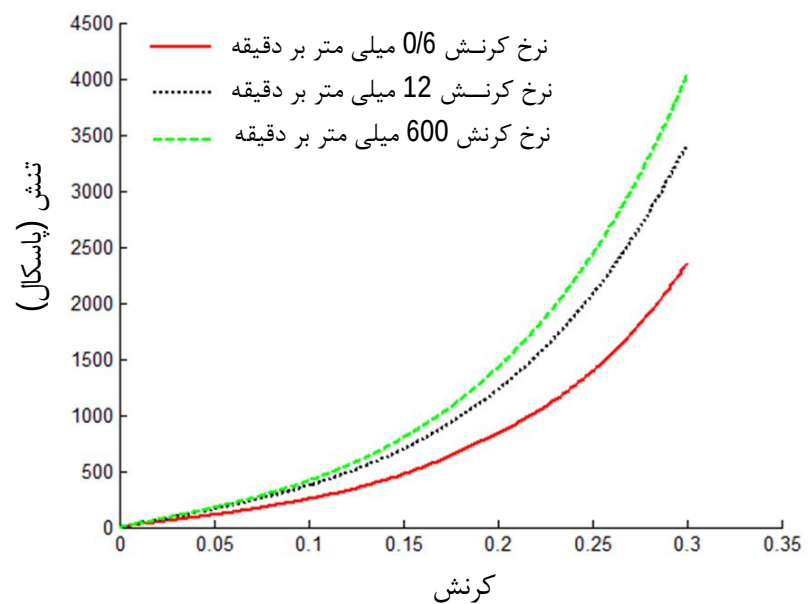
با شبیه‌سازی المان محدود مورد مطالعه قرار گیرد. یکی از موارد مورد مطالعه، بررسی تاثیر سرعت دستگاه کشش در نتایج حاصله از آزمایش آسودگی تنش بود. در مطالعه حاضر با توجه محدودیت دستگاه کشش، این امکان فراهم شد تا اعمال کرنش، حداکثر 1000 میلی‌متر بر دقیقه در زمان 450 میلی‌ثانیه صورت گیرد. پس لازم شد تا بررسی زمان اعمال کرنش، روی نتایج با استفاده از نرم‌افزار المان محدود انجام شود. منحنی‌های تنش-کرنش در شبیه‌سازی آزمایش آسودگی تنش با اعمال کرنش در زمان‌های 10، 450 و 1 میلی‌ثانیه در شکل 18 و 19 مقایسه شده‌اند.



شکل 12 توزیع تنش (کیلوپاسکال) حاصل از شبیه‌سازی نمونه بافت مغزی در نرخ کرنش سریع در انتهای زمان 0/75 ثانیه



شکل 13 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود و آزمایش در نرخ کرنش سریع



شکل 14 بررسی نرخ کرنش بر روی منحنی‌های تنش-کرنش بافت مغزی

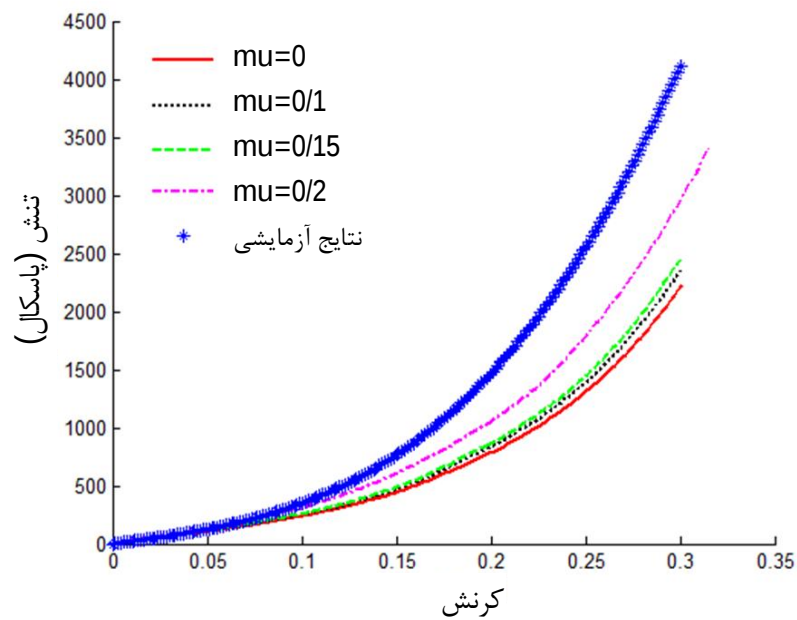
می‌دهد. همچنین اصطکاک می‌تواند عامل دیگری در اختلاف بین نتایج آزمایشگاهی و نتایج شبیه‌سازی باشد. در بخش‌های آتی به بررسی اثر اصطکاک در نتایج حاصل از شبیه‌سازی پرداخته می‌شود.

❖ نتایج شبیه‌سازی آزمایش آسودگی تنش

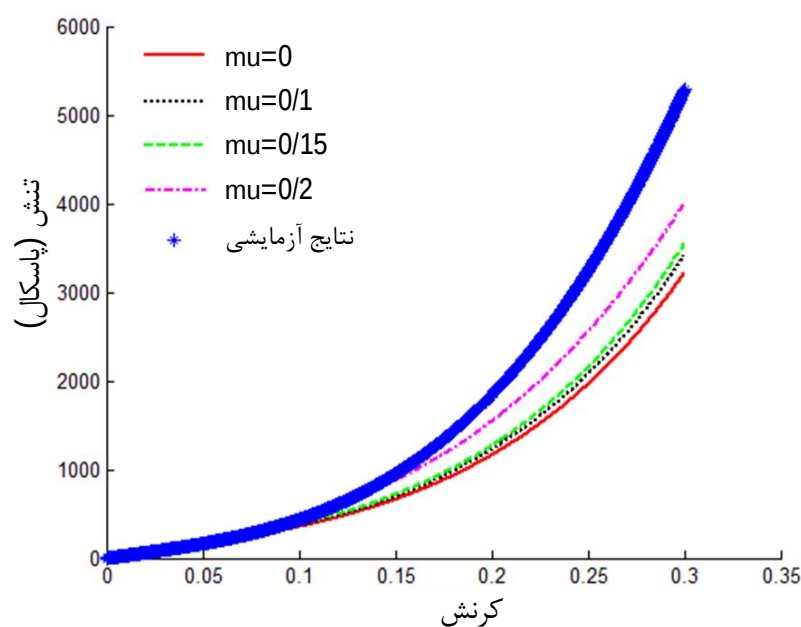
نتایج شبیه‌سازی المان محدود آزمایش آسودگی تنش به صورت توزیع تنش در نمونه و به صورت منحنی‌های تنش-کرنش در بازه زمانی 0 تا 80 ثانیه و همچنین 0 تا 1 ثانیه به ترتیب در شکل‌های 15، 16 و 17 نشان داده شده‌اند.

❖ بررسی زمان اعمال کرنش در آزمایش آسودگی تنش

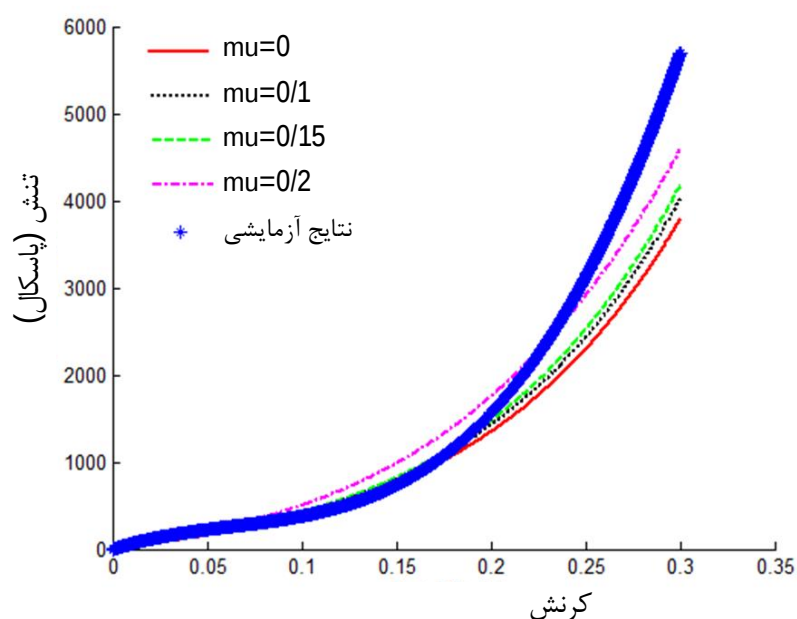
با توجه به کمبود امکانات، لازم شد تا عوامل محدود کننده در انجام آزمایش



شکل 20 منحنی تنش- کرنش نرخ کرنش آهسته در چهار حالت مختلف ضریب اصطکاکی

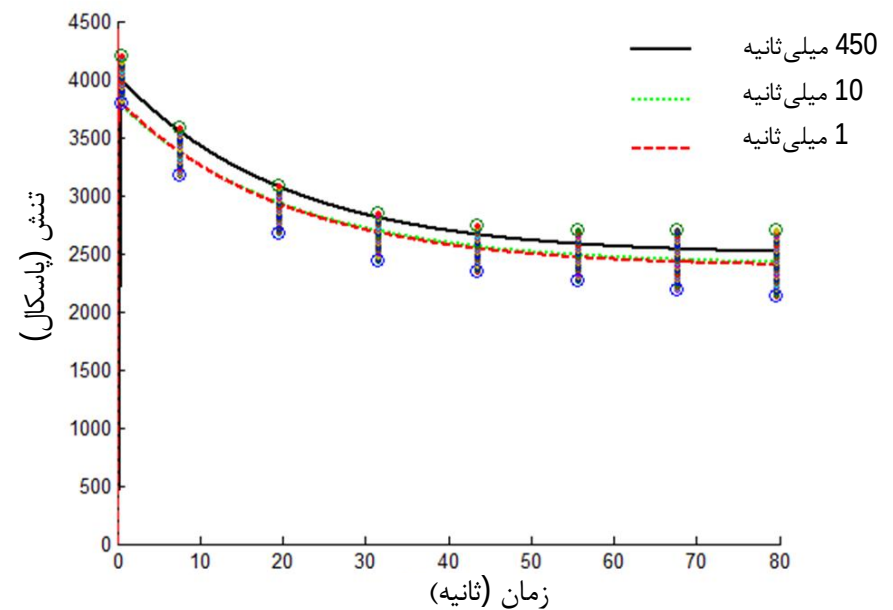


شکل 21 منحنی تنش- کرنش نرخ کرنش متوسط در چهار حالت مختلف ضریب اصطکاکی

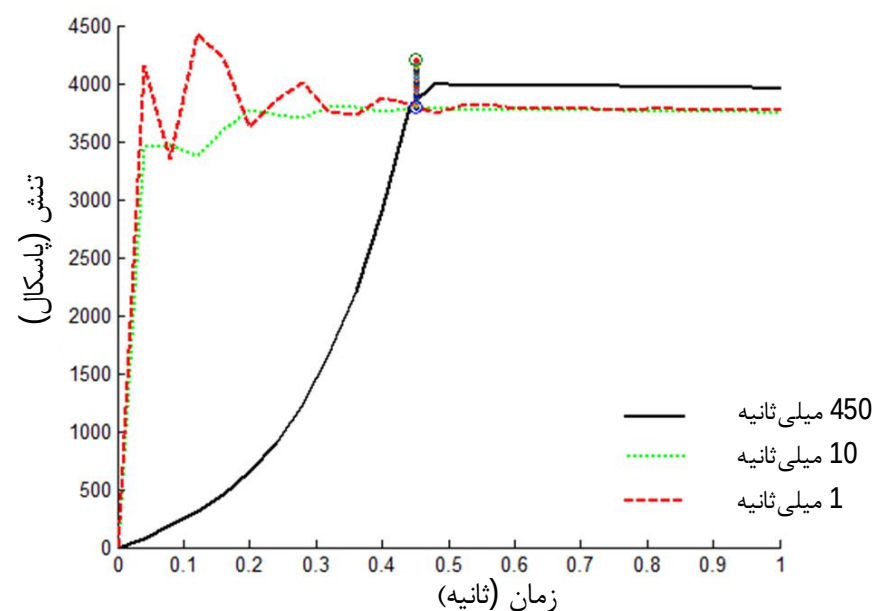


شکل 22 منحنی تنش- کرنش نرخ کرنش سریع در چهار حالت مختلف ضریب اصطکاکی

با 4/6 درصد می‌باشد. در مطالعه‌ای مشابه که موران و همکاران [7] بر روی نتایج حاصله از مطالعه رشید و همکاران [31] انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که اختلاف بین دو حالت بدون اصطکاک و اصطکاک 0/09 در آزمایش فشار روی بافت مغز، کمتر از 3/6 درصد می‌باشد.



شکل 18 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود سه بارگذاری 1، 10 و 450 میلی‌ثانیه در آزمایش آسودگی تنش در بازه زمانی 0 تا 80 ثانیه



شکل 19 مقایسه نتیجه شبیه‌سازی المان محدود سه بارگذاری 1، 10 و 450 میلی‌ثانیه در آزمایش آسودگی تنش در بازه زمانی 0 تا 1 ثانیه

همان‌گونه که از شکل 18 و 19 نمایان است، کمبود امکانات و نداشتن دستگاه کشش با دقت و سرعت بالا، تاثیر چشم‌گیری در شکل منحنی آسودگی ندارد و مدول برشی نرمال تقریباً یکسانی از هر دو بارگذاری بدست می‌دهد. متوسط اختلاف در تنش، بین اعمال کرنش در زمان‌های طولانی و کوتاه برابر با 4/6 درصد می‌باشد.

❖ بررسی اثر اصطکاک

جهت بررسی اثر اصطکاک بین نمونه بافت مغزی و سطح فک، شبیه‌سازی نرخ کرنش‌های آهسته، متوسط، و سریع علاوه بر ضریب اصطکاک $\mu=0.1$ برای حالت بدون اصطکاک ($\mu=0$) و همچنین ضریب اصطکاک $\mu=0.15$ و $\mu=0.5$ تکرار شده است. منحنی تنش- کرنش حاصل از شبیه‌سازی نمونه بافت مغزی برای هر نرخ کرنش آهسته، متوسط، و سریع؛ در چهار حالت مختلف ضریب اصطکاکی به‌ترتیب در شکل 20، 21 و 22 نشان داده شده است.

همان‌گونه که از منحنی‌های تنش- کرنش برای سه نرخ کرنش مشاهده می‌شود، با افزایش اصطکاک مقدار تنش افزایش یافته و متوسط اختلاف در تنش بین دو حالت بدون اصطکاک و ضریب اصطکاک 0/5 در نرخ کرنش آهسته برابر با 21 درصد، در نرخ کرنش متوسط برابر با 20 درصد و در نرخ کرنش سریع برابر با 23 درصد می‌باشد. لازم به ذکر است متوسط اختلاف در تنش بین دو حالت بدون اصطکاک و اصطکاک 0/1 در نرخ کرنش سریع برابر

3- مدل سازی و تحلیل سه بعدی المان محدود سر انسان

3-1- ساخت مدل هندسی

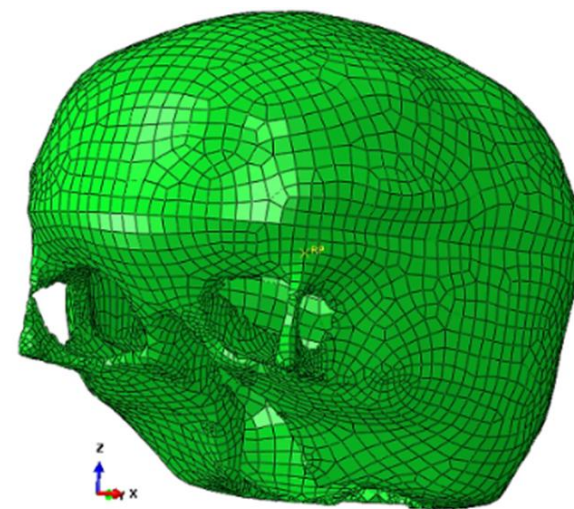
ابتدا تصاویر سی تی و ام آر آی از سر یک فرد 30 ساله به تعداد 340 تصویر از مقاطع مختلف سر با گام فاصله ای 1 میلی متر با دقت بسیار بالا تهیه شد. سپس این تصاویر در نرم افزار میمیکس وارد گردید. تصاویر وارد شده در میمیکس طی چندین مرحله مورد اصلاح و بازسازی قرار گرفت و سپس منحنی های بسته جمجمه، لایه مننژی و مغز با استفاده از فرمت خروجی آی جی اس از میمیکس خارج و وارد نرم افزار کتیا شد تا مدل توپر از جمجمه، لایه مننژی، و مغز ساخته شود. سپس از نرم افزار تجاری آباکوس جهت شبیه سازی های المان محدود استفاده گردید [30].

3-2- مش بندی و المان ها

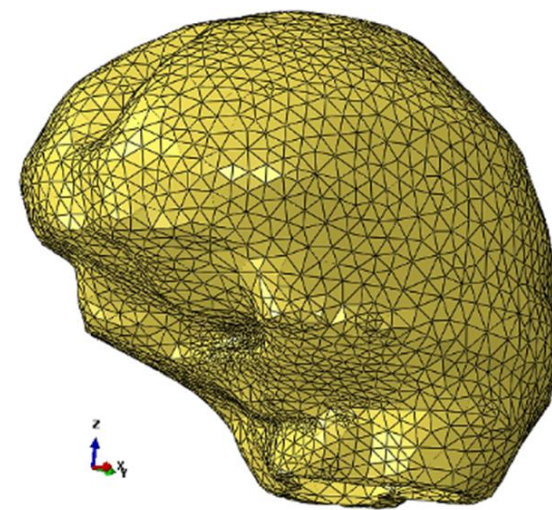
در این قسمت اندازه دانه بندی، نوع و تعداد المان ها در هر کدام از اعضای مدل المان محدود در قالب جدول 4 خلاصه شده است. همچنین مدل مش بندی شده ی جمجمه، لایه مننژی، و مغز به ترتیب در شکل 23، 24 و 25 نشان داده شده است.

جدول 4 اندازه دانه بندی، نوع و تعداد المان ها در مدل المان محدود سر پژوهش

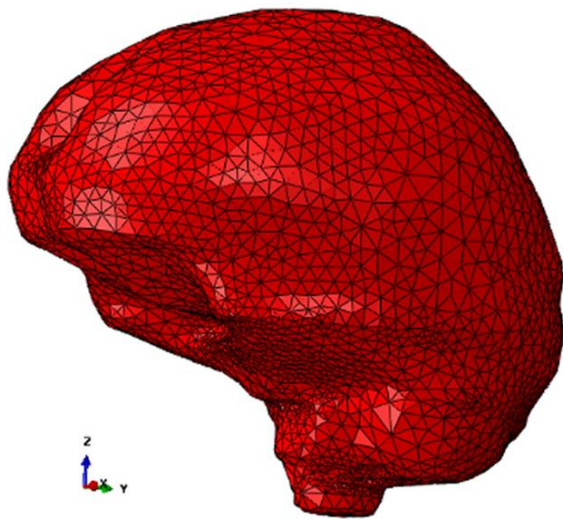
مدل	اندازه دانه بندی (میلی متر)	نوع المان	تعداد گره	تعداد المان	شکل
جمجمه	5/6	R3D4	8648	8401	شکل 23
		R3D3		506	
لایه مننژی	6/2	C3D4	5223	15528	شکل 24
مغز	8/7	C3D4	9982	50577	شکل 25



شکل 23 مش بندی مدل جمجمه



شکل 24 مش بندی مدل لایه مننژی



شکل 25 مش بندی مدل مغز

3-3- خواص اجزای مدل

با استفاده از اطلاعاتی که از مطالعه و تحقیق روی خواص مغز در پژوهش حاضر انجام شد و همچنین استفاده از داده های مطالعات دیگر محققین روی خواص جمجمه و لایه رابط مغز و جمجمه (مننژی)، خواص استفاده شده در مدل المان محدود پژوهش حاضر به صورت جدول 5 و 6 خلاصه می گردد.

3-4- تماس ها و شرایط مرزی

3-4-1- تماس ها

تماس بین جمجمه- مایع مغزی و مایع مغزی- مغز به نحوی است که در همه حالات در راستای مماسی و عمودی از هم جدا نمی شوند و در یکدیگر هم فرو نمی روند، در این صورت است که پیوستگی کنش سطحی و جابه جایی بین آنها برقرار است. در پژوهشی مشابه به پژوهش فعلی توسط چن و استوجا از این تماس در مدل سازی خود استفاده کرده اند [34].

3-4-2- شرط مرزی

دو رویکرد شرط مرزی آزاد سر و دیگری شرط مرزی گرفته شده در ساقه مغزی در انتخاب شرط مرزی سر وجود دارد. بیشتر مطالعات انجام شده در اعمال بارگذاری های ناگهانی از فرضیه شرط مرزی آزاد سر در فضا استفاده کرده اند. در واقع در بارگذاری ناگهانی تأثیر گردن و عضلات آن در پاسخ دینامیکی نادیده گرفته می شود. این فرض توسط روان و همکاران [8] و ویلینگر و همکاران [35] توجیه شده است. با مطالعه ای که چن و استوجا

جدول 5 خواص مکانیکی بافت های جمجمه و مایع مغزی مورد استفاده در مدل

بافت	رفتار مکانیکی	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)	مدول یانگ (کیلو پاسکال)	مدول برشی (کیلو پاسکال)	نسبت پواسون	مرجع
استخوان	جسم صلب	2080	-	-	-	[32]
مایع مغزی	الاستیک خطی	1040	148/5	50	0/499	[33]

جدول 6 خواص مکانیکی بافت مغز مورد استفاده در مدل المان محدود با استفاده از

نتایج پژوهش حاضر

بافت	رفتار مکانیکی	چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب)	نسبت پواسون
مغز	ویسکوهاپیرالاستیک خطی ارائه شده در جدول 2 و 3	1040	0/499

نتایجی از میزان متوسط بیشینه کرنش برشی در سر برای دو حالت شتاب دورانی و خطی بدست آورند. بارگذاری هو و کلیون در شکل 27 نشان داده شده است.

پالس شتاب دورانی به صورت سینوسی از توان 2 و با بیشینه شتاب 10000 رادیان بر مجذور ثانیه و در مدت 5 میلی ثانیه اعمال شد. پالس شتاب خطی نیز در مدت 5 میلی ثانیه و به صورت سینوسی از توان 2 با بیشینه شتاب 100 برابر گرانش اعمال شد. در پژوهش حاضر، مدل المان محدود ساخته شده با دو رویکرد متفاوت اعتبارسنجی می شود. این دو رویکرد در زیر شرح داده شده است:

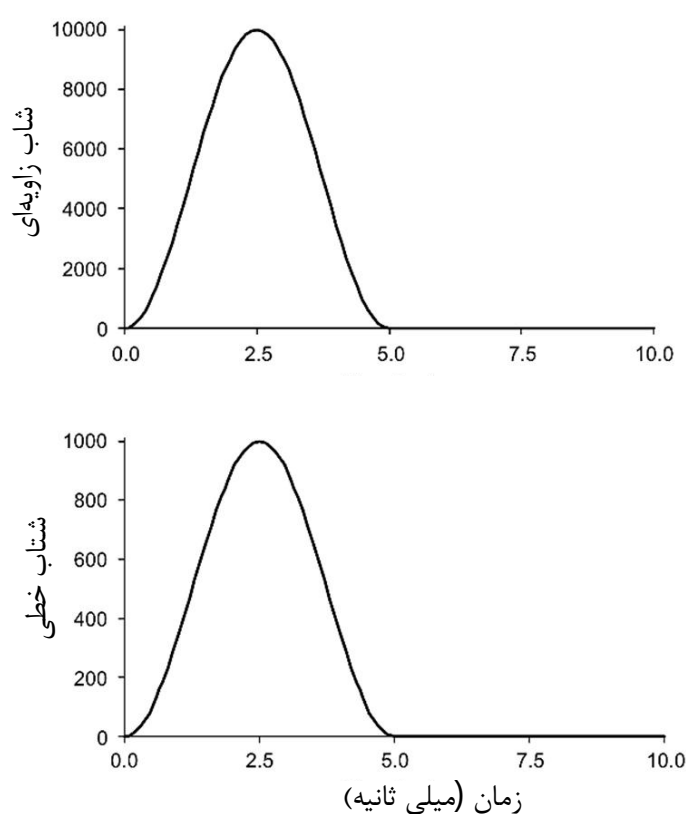
❖ اعمال شتاب خطی معادل با بار ضربه ای نی هام و همکاران به صورت ناگهانی؛

مشابه مطالعه کلیون و ون هالست [11] که بر روی اثر اندازه سر در آسیب انجام شد، به منظور سادگی در مدل سازی از اعمال نیروی خارجی به سر صرف نظر می شود و شتاب معادل با ضربه به جمجمه وارد می شود. جرم مدل کلیون 4/37 کیلوگرم بود [39] و در مدل سازی، کلیون و ون هالست از شتاب 200 برابر گرانش استفاده کردند [11]. حال که در پژوهش حاضر، جرم مدل سر 3/9 کیلوگرم بدست آمده است، از میزان شتاب 225 برابر گرانش به جمجمه ی صلب استفاده می کنیم. به علت وجود ضربه مستقیم در زمان کوتاه از شتاب چرخشی آزمایش نی هام صرف نظر می شود [36,34,11].

❖ اعمال شتاب چرخشی مشابه با مطالعه ی هو و کلیون:

در مدل کلیون [39]، ممان اینرسی حول محور فوقانی - تحتانی سر برابر با 0/0204 کیلوگرم متر مربع است و هو و کلیون از شتاب چرخشی با دامنه ی 10000 رادیان بر مجذور ثانیه در شبیه سازی استفاده کردند. در مدل حاضر ممان اینرسی حول محور فوقانی - تحتانی سر 0/018 کیلوگرم متر مربع می - باشد و از اعمال شتاب دورانی با دامنه 11333 رادیان بر مجذور ثانیه استفاده می کنیم.

پس از اعتبارسنجی مدل المان محدود به روش حل دینامیکی صریح، مطالعه ی جدیدی را که می توان در پژوهش حاضر بررسی کرد، بررسی



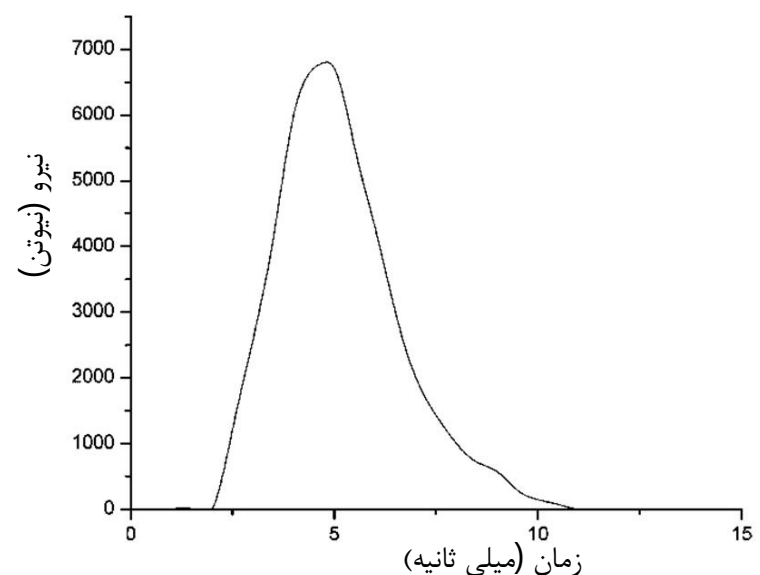
شکل 27 نحوه بارگذاری شتاب دورانی و خطی بر روی مدل المان محدود سر توسط هو و کلیون [37]

[34] مشابه با آزمایش نی هام و همکاران [9] انجام دادند، از دو شرط مرزی آزاد و ثابت برای ساقه مغزی در مدل سازی شان استفاده کردند و به این نتیجه رسیدند که نتایج حاصل از شبیه سازی المان محدود آن ها بین دو حالت آزاد و ثابت قرار دارد. آنها دلیل این اتفاق را عدم اعمال شتاب دورانی آزمایش نی - هام و همکاران در مدل خود اعلام کردند. با این وجود، با توجه به زمان کم در اعمال بارگذاری ناگهانی شرط مرزی آزاد ترجیح داده می شود [8, 11, 34-36]. در پژوهش حاضر، در هنگام اعمال بار ناگهانی از شرط مرزی آزاد در مختصات عمومی و به هنگام اعمال بار در زمان های در مرتبه چند ثانیه از شرط مرزی گرفته شده ی ساقه مغزی در مختصات محلی مدل استفاده می شود. این کار را می توان با استفاده از دستور کوپلینگ¹ در نرم افزار آباکوس و مقید کردن درجات آزادی ساقه مغزی به مرکز جرم مجموعه در مختصات محلی انجام داد.

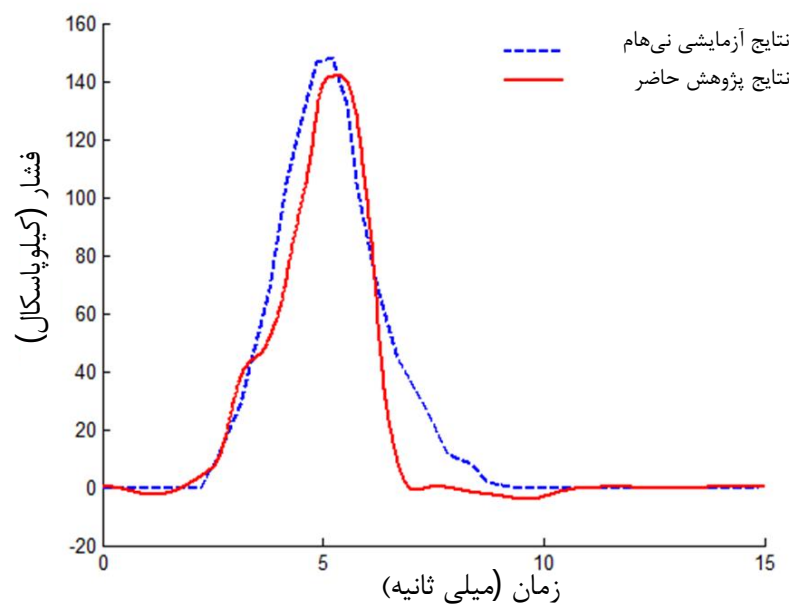
3-5- بارگذاری

در مدل های المان محدود تاثیر جهت شتاب وارده به سر همواره جایگاه مهمی داشته است. شتاب وارده به سر به طور کلی می تواند در سه صفحه ی کروئال، محوری و ساجیتال اعمال گردد. بیشتر پژوهش هایی که در این زمینه متمرکز شده اند میزان آسیب وارده در اثر شتابی که در صفحه ی ساجیتال وارد شده است را بیشتر از سایر جهات می دانند. نی هام و همکاران در سال 1977 توانستند با اعمال ضربه به سر جسد انسان و قرار دادن سنسور فشار در قسمت لوب پیشانی، بینایی، و آهیانه ای مغز، میزان فشار ایجاد شده را در این نقاط اندازه بگیرند [9]. این آزمایش تجربی انجام شده توسط آن ها، مبنای اعتبارسنجی بسیاری از مطالعات از جمله مطالعه ی حاضر، در زمینه مدل سازی المان محدود سر قرار گرفته است. میزان نیروی ضربه در این آزمایش اندازه گرفته شد و تقریباً نحوه تغییر آن با زمان به صورت شکل 26 نشان داده شده است. همان گونه که از شکل 26 نمایان است در آزمایش نی هام مقدار نیرو از صفر شروع شده و در زمان 5 میلی ثانیه به مقدار بیشینه خود یعنی 6800 نیوتن رسیده و پس از 9 میلی ثانیه به مقدار صفر می رسد. در واقع سر پس از 9 میلی ثانیه به سرعت ثابت و بیشینه خود می رسد.

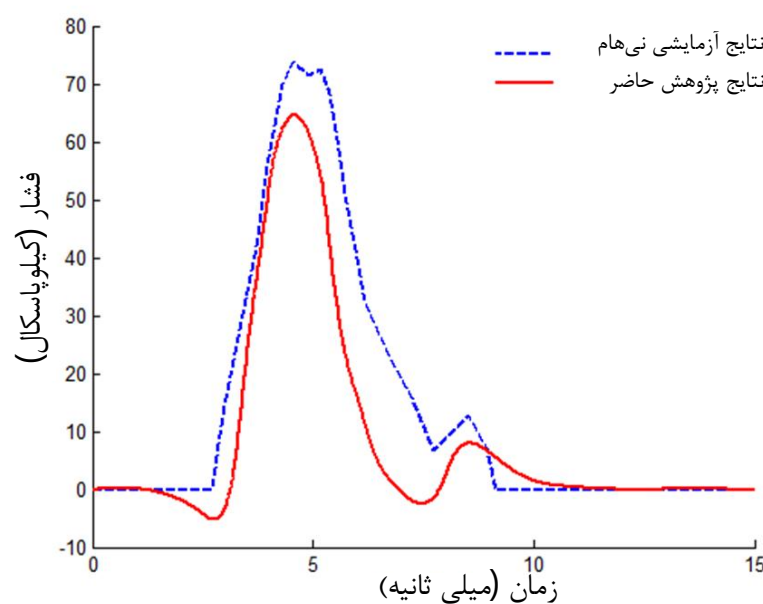
همچنین در مطالعه ای که توسط هو و کلیون در سال 2007 [37] انجام شد، با اعمال شتاب خطی و دورانی در صفحه ساجیتال به جمجمه صلب، در مدل المان محدود سر که توسط کلیون [38] ساخته شده بود، توانستند



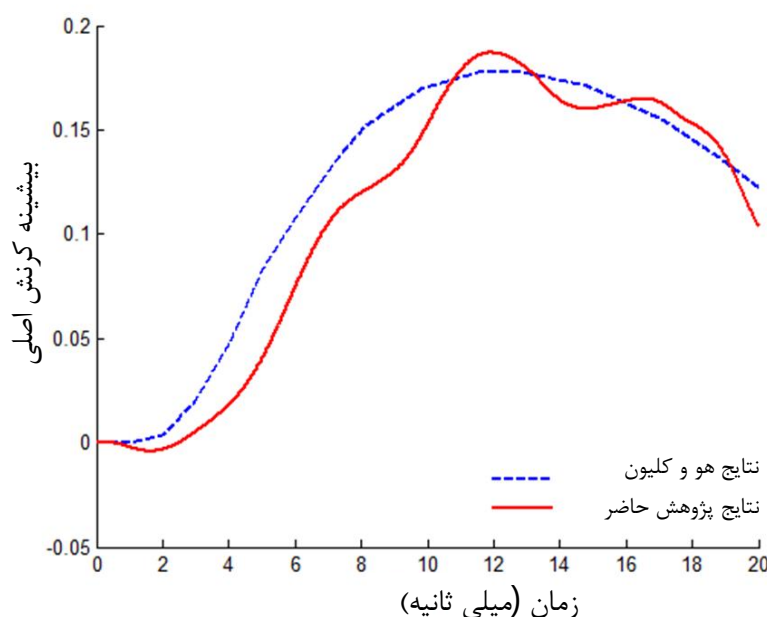
شکل 26 نحوه بار دینامیکی اعمال شده به جمجمه نسبت به زمان در مطالعه نی هام و همکاران [9]



شکل 28 مقایسه فشار پیشانی در پژوهش حاضر با نتایج آزمایشگاهی نی هام و همکاران



شکل 29 مقایسه فشار آهیانه‌ای در پژوهش حاضر با نتایج آزمایشگاهی نی هام و همکاران



شکل 30 مقایسه متوسط بیشینه کرنش اصلی مغز در پژوهش حاضر با نتایج المان محدود هو و کلیون

می‌باشد. همچنین اختلاف بین متوسط بیشینه کرنش اصلی مغز در پژوهش حاضر با نتایج هو و کلیون برابر با 4/4% به دست آمد. این اختلافات می‌تواند ناشی از ساده‌سازی در مدل هندسی و عدم مدل‌سازی جزئیات مغز، شناخت ناکافی از خواص و رفتار مکانیکی مغز، و همچنین نبود اطلاعات کافی از موقعیت دقیق سنسورهای فشار و امکان وجود خطا در آزمایش نی هام و

معیارهای آسیب‌های سر در موقع شتاب‌گیری چند برابر گرانش می‌باشد. در پژوهش حاضر، از بارگذاری شتاب چند برابر گرانش به صورت سینوسی درجه 2 در شبیه‌سازی استفاده می‌شود. رابطه پارامتری شتاب، سرعت، و سرعت بیشینه به ترتیب در روابط (1)، (2) و (3) بیان شده است.

$$a = a_0 \sin\left(\frac{\pi}{T}t\right) \quad (1)$$

$$v = \frac{a_0}{\pi} \left(t - \frac{T}{\pi} \sin\left(\frac{\pi}{T}t\right) \right) \quad (2)$$

$$v_{\max} = \frac{a_0 T}{2} \quad (3)$$

در این روابط a_0 دامنه شتاب و T مدت زمان اعمال شتاب است. با توجه به این که معیار شدت آسیب سر توسط رابطه (4) به صورت زیر بیان می‌شود [40]:

$$\left\{ t_2 - t_1 \left(\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} \right\} \quad (4)$$

برای شتاب وارده مطابق با رابطه (1)، مقدار معیار شدت آسیب سر

برابر است با:

$$T \left(\frac{a_0}{2} \right)^{2.5} \quad T \left(\frac{v_{\max}}{2} \right)^{2.5} \quad v_{\max} \left(\frac{a_0}{2} \right)^{1.5} \quad (5)$$

مقدار a_0 و T در بارگذاری شتاب چند برابر گرانش در جدول 7 نشان داده شده است.

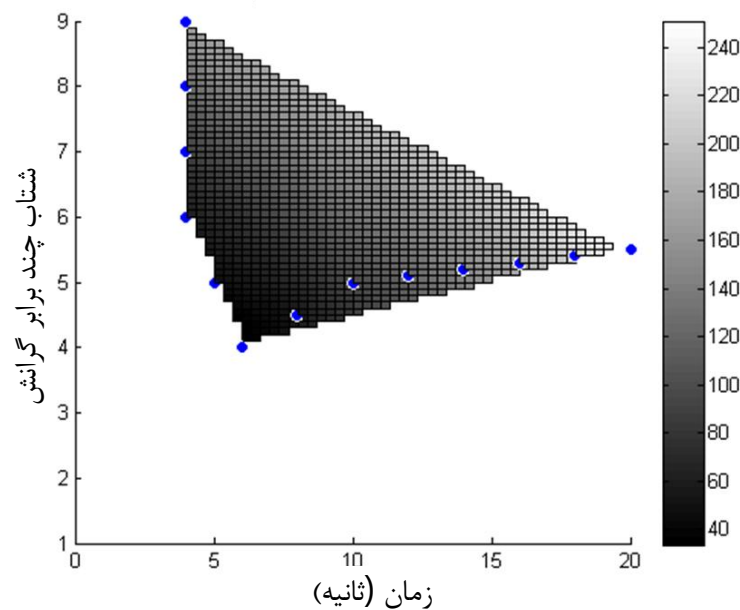
3-6- تحلیل المان محدود مدل سر تحت شتاب خطی و دورانی

در مطالعه‌ای که توسط نی هام و همکاران [9] با اعمال ضربه مستقیم (خطی) به سر انجام گرفت، میزان فشار داخل مغزی با قراردادن سنسور فشار اندازه‌گیری شد. همچنین در مطالعه هو و کلیون [37] با اعمال شتاب دورانی به مدل المان محدود کلیون [38]، مقدار متوسط بیشینه کرنش برشی در مغز معرفی گردید. به منظور اعتبارسنجی مدل حاضر در شتاب‌های خطی، از نتایج فشار در قسمت پیشانی و آهیانه‌ای سر در مطالعه نی هام و همکاران، و در شتاب دورانی از نتایج هو و کلیون استفاده می‌شود. مقایسه نتایج در شکل 28، 29، و 30 نشان داده شده است.

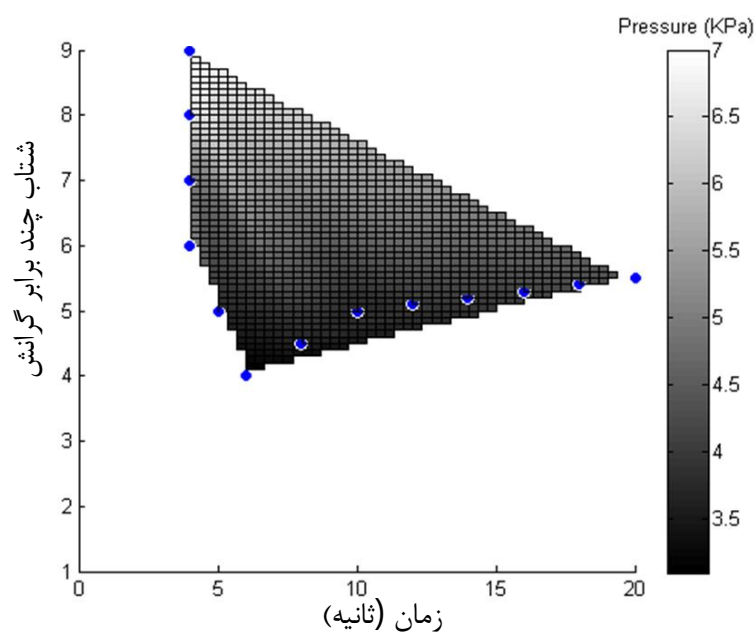
با مقایسه در شکل 28 و 29 می‌توان بیان کرد، اختلاف بین نتایج آزمایشی فشار مغز در مطالعه نی هام و همکاران با نتایج حاصل از پژوهش حاضر در ناحیه پیشانی برابر با 5/4% و در ناحیه آهیانه‌ای برابر با 12/3%

جدول 7 مقدار a_0 و T در بارگذاری شتاب چند برابر G

T (ثانیه)	$a_0 \frac{m}{s^2}$
4	9
4	8
4	7
4	6
5	5
6	4
8	4/5
10	5
12	5/1
14	5/2
16	5/3
18	5/4
20	5/5



شکل 32 معیار شدت آسیب سر برای محدوده آسیب عدم هوشیاری در شتاب‌های چند برابر گرانش



شکل 33 معیار بیشینه فشار مغزی برای محدوده آسیب عدم هوشیاری در شتاب‌های چند برابر گرانش

حاضر از سری پرونی و مدل هایپیرالاستیک چند جمله‌ای مرتبه 2 کاهش یافته این است که از آن‌ها می‌توان به‌طور مستقیم در نرم‌افزارهای شبیه‌سازی المان محدود همچون آباکوس استفاده کرد. یکی دیگر از نکاتی که در پژوهش حاضر مورد توجه قرار گرفت، دستیابی به ضرایب مدل‌های ساختاری هایپیرالاستیک است، به‌گونه‌ای که پایداری مدل در هیچ کرنشی نقض نگردد (انرژی کرنشی همواره مثبت باشد). در واقع در پژوهش حاضر معیار پایداری دراکر در بدست آوردن ضرایب در نظر گرفته شده است. در مطالعات مشابه اخیر، این نکته لحاظ نشده است.

با توجه به کمبود امکانات، لازم شد تا عوامل محدود کننده در انجام آزمایش با شبیه‌سازی المان محدود مورد مطالعه قرار گیرد. یکی از موارد مورد مطالعه، بررسی تاثیر سرعت دستگاه کشش در نتایج حاصله از آزمایش آسودگی تنش بود که پس از شبیه‌سازی‌های مختلف نتیجه شد که سرعت اعمال بار در آزمایش آسودگی تنش، تاثیر چشم‌گیری در ضرایب بی‌بعد شده ویسکوالاستیک سری پرونی ندارد و تنها با افزایش نرخ بارگذاری می‌توان به یکنواختی بیشتر تنش در نمونه دست یافت. قابل ذکر است که متوسط اختلاف در مقادیر تنش، بین اعمال کرنش در زمان‌های طولانی و کوتاه، 4/6 درصد بدست آمد.

یکی دیگر از مواد مورد مطالعه، بررسی اثر اصطکاک در منحنی‌های تنش - کرنش بافت مغز در آزمایش فشار بود. پس از بررسی اصطکاک توسط

همکاران دانست. در شکل 31، محدوده‌ی عدم هوشیاری ناشی از شتاب چند برابر گرانش¹ مشخص شده است [41]. موقعیت اعمال شتاب‌های جدول 7 در شکل 31 مشخص شده‌اند.

به‌منظور بررسی معیارهای آسیب در نتایج شبیه‌سازی اعمال شتاب چند برابر گرانش، از معیار شدت آسیب سر که در شتاب‌های خطی کاربرد است، استفاده می‌شود. همچنین با توجه به بیان یونو و همکاران [42] بر این که شتاب انتقالی منجر به فشار درون جمجمه‌ای و شتاب دورانی باعث کرنش برشی می‌شوند، از معیار بیشینه فشار مغزی نیز استفاده شده است. نتایج حاصله از این دو معیار، در شکل‌های 32 و 33 نشان داده شده‌اند. شکل 32 محدوده عدم هوشیاری ناشی از شتاب چند برابر گرانش براساس معیار شدت آسیب سر و شکل 33 محدوده عدم هوشیاری ناشی از شتاب چند برابر گرانش براساس بیشینه فشار مغزی را بیان می‌کند.

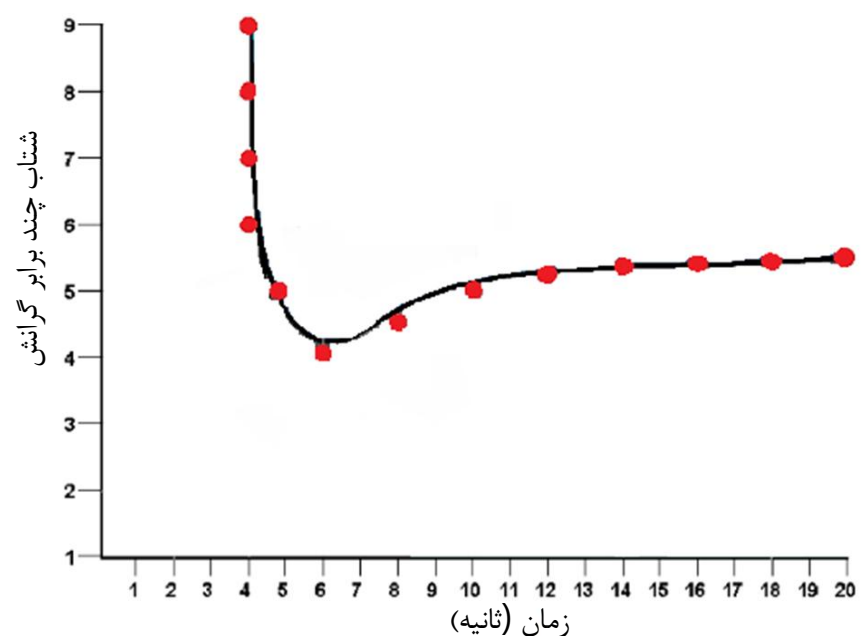
همان‌گونه که از شکل 32 مشاهده می‌شود، معیار شدت آسیب بیشتر از 30 منجر به عدم هوشیاری در شتاب‌های چند برابر گرانش می‌گردد. همچنین با مقایسه‌ی 33 مشاهده می‌شود که میزان تنش مغزی بیش از 3/1 کیلوپاسکال باعث آسیب عدم هوشیاری می‌شود. همچنین می‌توان بیان کرد که تنها بیشینه شتاب وارده به سر انسان، عامل موثر در تعیین بیشینه فشار مغزی می‌باشد.

4- نتیجه‌گیری و پیشنهادات

با توجه به این که در این پژوهش، موضوع خواص ویسکوهاپیرالاستیک مغز و موضوع مدل‌سازی المان محدود سر تحت شتاب خطی و دورانی بررسی شده است، جمع‌بندی نتایج نیز در دو بخش به‌طور مختصر بیان می‌گردد:

❖ دستیابی به مدل مناسب ویسکوهاپیرالاستیک مغز

پس از انجام آزمایش فشار و آسودگی تنش بر روی مغز گاو به‌منظور دستیابی به متناسب‌ترین مدل توصیف کننده خاصیت ویسکوهاپیرالاستیک مغز، نتایج آزمایشگاهی به‌طور جامعی با مدل‌های ساختاری هایپیرالاستیک و سری پرونی مربوط به مواد ویسکوالاستیک تطابق داده شد. هر کدام از مدل‌های ساختاری هایپیرالاستیک با خطاهایی همراه بودند که پس از مقایسه آن‌ها، مدل چند جمله‌ای مرتبه 2 کاهش یافته به عنوان مناسب‌ترین مدل در توصیف خواص هایپیرالاستیک معرفی گردید. همچنین نتایج حاصله با مطالعات قبلی و شبیه‌سازی‌های المان محدود در نرم‌افزار آباکوس مقایسه شد که از تطابق خوبی برخوردار بود. یکی از مزیت‌های ضرایب ارائه شده پژوهش



شکل 31 محدوده عدم هوشیاری در شتاب‌های چند برابر گرانش [41]

- [6] 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*, Vol. 46, No. 16, pp. 2795-2801, 2013.
- [7] R. Moran, J. J. García, Fitted hyperelastic parameters for human brain tissue from reported tension, compression, and shear tests, *Journal of Biomechanics*, 2014.
- [8] 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*, Vol. 116, No. 1, pp. 44-50, 1994.
- [9] A. M. Nahum, R. Smith, C. C. Ward, *Intracranial pressure dynamics during head impact*, SAE Technical Paper, pp. 1977.
- [10] A. S. Al-Bsharat, W. N. Hardy, K. H. Yang, T. B. Khalil, S. Tashman, A. I. King, *Brain/skull relative displacement magnitude due to blunt head impact: new experimental data and model*, SAE Technical Paper, pp. 1999.
- [11] S. Kleiven, H. von Holst, Consequences of head size following trauma to the human head, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 2, pp. 153-160, 2002.
- [12] S. Kleiven, H. Von Holst, Consequences of reduced brain volume following impact in prediction of subdural hematoma evaluated with numerical techniques, *Traffic Injury Prevention*, Vol. 3, No. 4, pp. 303-310, 2002.
- [13] A. Wittek, K. Omori, Parametric study of effects of brain-skull boundary conditions and brain material properties on responses of simplified finite element brain model under angular acceleration impulse in sagittal plane, *JSME International Journal Series C*, Vol. 46, No. 4, pp. 1388-1399, 2003.
- [14] 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*, Vol. 42, pp. 501-506, 2006.
- [15] E. G. Takhoumts, R. H. Eppinger, J. Q. Campbell, R. E. Tannous, E. D. Power, L. S. Shook, *On the development of the SIMon finite element head model*, SAE Technical Paper, pp. 2003.
- [16] S. Nicolle, M. Lounis, R. Willinger, *Shear properties of brain tissue over a frequency range relevant for automotive impact situations: new experimental results*, SAE Technical Paper, pp. 2004.
- [17] F. Pervin, W. W. Chen, Effect of inter-species, gender, and breeding on the mechanical behavior of brain tissue, *NeuroImage*, Vol. 54, pp. 98-102, 2011.
- [18] B. Donnelly, J. Medige, Shear properties of human brain tissue, *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 119, No. 4, pp. 423-432, 1997.
- [19] A. Tamura, S. Hayashi, I. Watanabe, K. Nagayama, T. Matsumoto, Mechanical Characterization of Brain Tissue in High-Rate Compression, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 2, No. 3, pp. 115-126, 2007.
- [20] K. Miller, Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, No. 5, pp. 531-537, 1999.
- [21] K. Chinzei, K. Miller, Compression of Swine Brain Tissue; Experiment In Vitro, *Journal of Mechanical Engineering Laboratory*, Vol. 50, No. 40, pp. 106-115, 1996.
- [22] K. Miller, A. Wittek, G. Joldes, Biomechanics of the brain for computer-integrated surgery, *Acta of bioengineering and biomechanics / Wroclaw University of Technology*, Vol. 12, No. 2, pp. 25-37, 2010.
- [23] Y. Fung, *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*: Springer-Verlag, 1981.
- [24] K. Miller, K. Chinzei, Mechanical properties of brain tissue in tension, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 4, pp. 483-490, 2002.
- [25] S. Kleiven, *Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions*, SAE Technical Paper, pp. 2007.
- [26] K. Laksari, M. Shafieian, K. Darvish, Constitutive model for brain tissue under finite compression, *Journal of biomechanics*, Vol. 45, No. 4, pp. 642-646, 2012.
- [27] A. Karimi, M. Navidbakhsh, B. Beigzadeh, S. Faghihi, Hyperelastic mechanical behavior of rat brain infected by Plasmodium berghei ANKA—Experimental testing and constitutive modeling, *International Journal of Damage Mechanics*, pp. 1-15, 2013.
- [28] A. Karimi, M. Navidbakhsh, H. Yousefi, A. M. Haghi, S. Sadati, Experimental and numerical study on the mechanical behavior of rat brain tissue, *Perfusion*, 2014.
- [29] K. Miller, Method of testing very soft biological tissues in compression, *Journal of biomechanics*, Vol. 38, No. 1, pp. 153-158, 2005.
- [30] A. Shafiee, *Effect of linear and rotational acceleration on human brain*, M.Sc. Thesis, Department of Mechanical engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, 2015.
- [31] B. Rashid, M. Destrade, M. D. Gilchrist, Determination of friction coefficient in unconfined compression of brain tissue, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 14, No. 0, pp. 163-171, 2012.
- [32] S. Chatelin, C. Deck, F. Renard, S. Kremer, C. Heinrich, J.-P. Armspach, R. Willinger, Computation of axonal elongation in head trauma finite element simulation, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 4, No. 8, pp. 1905-1919, 2011.
- [33] S. Aghazadeh, *Traumatic brain injury assessment using the integration of*

شبیه‌سازی المان محدود، متوسط اختلاف در تنش بین حالت بدون اصطکاک و اصطکاک 0/5، کمتر از 20 درصد بدست آمد، به‌نجوی که می‌توان در شبیه‌سازی المان محدود، اثر اصطکاک را نادیده گرفت. عدم اصطکاک در شبیه‌سازی المان محدود، سرعت حل را بالا می‌برد.

❖ مدل‌سازی و تحلیل سه‌بعدی المان محدود سر انسان تحت شتاب خطی و دورانی

در این پژوهش مدل‌سازی هندسی سر با استفاده از عکس‌های سی تی و ام‌آرآی و نرم‌افزار میمیکس، انجام شد و سپس مدل هندسی ایجاد شده، وارد نرم‌افزار شبیه‌سازی المان محدود آباکوس گردید. در ابتدا مدل المان محدود ساخته شده با دو رویکرد مختلف اعمال شتاب خطی و دورانی به سر اعتبارسنجی گردید. جهت اعتبارسنجی اعمال شتاب خطی از نتایج آزمایشی نی‌هام و همکاران و جهت اعتبارسنجی اعمال شتاب دورانی از نتایج المان محدود هو و کلیون استفاده شد. در نتایج اعتبارسنجی اختلافاتی مشاهده گردید. اختلاف بین نتایج آزمایش فشار مغز در مطالعه نی‌هام و همکاران با نتایج حاصل از پژوهش حاضر در ناحیه پیشانی برابر با 5/4% و در ناحیه آهیانه‌ای برابر با 12/3% می‌باشد. همچنین اختلاف بین متوسط بیشینه کرنش اصلی مغز در پژوهش حاضر با نتایج هو و کلیون برابر با 4/4% به‌دست آمد. این اختلافات بین نتایج پژوهش حاضر و مطالعات قبلی می‌تواند ناشی از ساده‌سازی در مدل هندسی و عدم مدل‌سازی جزئیات مغز، شناخت ناکافی از خواص و رفتار مکانیکی مغز، و همچنین نبود اطلاعات کافی از موقعیت دقیق سنسورهای فشار و امکان وجود خطا در آزمایش نی‌هام و همکاران دانست. پس از اعتبارسنجی مدل، شبیه‌سازی در رابطه با اعمال شتاب چند برابر گرانش به‌منظور بررسی مرز آسیب عدم هوشیاری شد. به‌منظور بررسی معیارهای آسیب در نتایج شبیه‌سازی اعمال شتاب چند برابر گرانش، از معیار آسیب سر که معیار پرکاربرد و کارآمد در شتاب‌های خطی است، استفاده شد. همچنین با توجه به بیان یونو و همکاران بر این‌که شتاب انتقالی منجر به فشار درون مغزی و شتاب دورانی باعث کرنش برشی می‌شوند، از معیار بیشینه فشار مغزی نیز استفاده گردید. نتایج حاصله از این دو معیار، محدوده عدم هوشیاری را نشان می‌دهد. با توجه به نتایج حاصله، فشار مغزی بیشتر از 3/1 کیلوپاسکال و معیار آسیب سر بیش از 30 باعث بروز آسیب عدم هوشیاری می‌شود.

5- تقدیر و تشکر

نویسنده اول مقاله از آقای دکتر محمد دورعلی؛ استاد مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف و دکتر پیمان مصدق؛ استادیار مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی اصفهان که راهنمایی و زحماتشان روشن‌گر راه ایشان در مسیر علمی بوده است، تقدیر و تشکر می‌نماید.

6- مراجع

- [1] Y. Chen, *Biomechanical analysis of traumatic brain injury by MRI-based finite element modeling*, PhD Thesis, University of Illinois at Urbana-Champaign, 2011.
- [2] K. Miller, K. Chinzei, Constitutive modelling of brain tissue: experiment and theory, *Journal of biomechanics*, Vol. 30, No. 11, pp. 1115-1121, 1997.
- [3] K. Miller, K. Chinzei, G. Orsengo, P. Bednarz, Mechanical properties of brain tissue in-vivo: experiment and computer simulation, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 11, pp. 1369-1376, 2000.
- [4] B. Rashid, M. Destrade, M. D. Gilchrist, Mechanical characterization of brain tissue in compression at dynamic strain rates, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 10, pp. 23-38, 2012.
- [5] B. Rashid, M. Destrade, M. D. Gilchrist, Mechanical characterization of brain tissue in tension at dynamic strain rates, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2012.

- [38] S. Kleiven, *Finite element modeling of the human head*, PhD Thesis, Department of Aeronautics Royal Institute of Technology, Sweden 2002.
- [39] S. Kleiven, Influence of impact direction on the human head in prediction of subdural hematoma, *Journal of neurotrauma*, Vol. 20, No. 4, pp. 365-379, 2003.
- [40] H. R. Lissner, M. Lebow, F. G. Evans, Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man, *Surgery, gynecology & obstetrics*, Vol. 111, pp. 329-338, 1960.
- [41] J. Scott, A. T. Stevenson, H. Lupa, Space Tourism: an acceleration physiologist's perspective, *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, Vol. 83, No. 3, 2012.
- [42] K. Ueno, J. W. Melvin, L. Li, J. W. Lighthall, Development of tissue level brain injury criteria by finite element analysis, *Journal of neurotrauma*, Vol. 12, No. 4, pp. 695-706, 1995.
- pattern recognition methods and finite element analysis*, PhD Thesis, Virginia Commonwealth University, 2012.
- [34] Y. Chen, M. Ostoj-Starzewski, MRI-based finite element modeling of head trauma: spherically focusing shear waves, *Acta Mechanica*, Vol. 213, No. 1-2, pp. 155-167, 2010.
- [35] R. Willinger, L. Taleb, C. M. Kopp, Modal and temporal analysis of head mathematical models, *Journal of neurotrauma*, Vol. 12, No. 4, pp. 743-754, 1995.
- [36] R. Willinger, H.-S. Kang, B. Diaw, Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 27, No. 3, pp. 403-410, 1999.
- [37] J. Ho, S. Kleiven, Dynamic response of the brain with vasculature: a three-dimensional computational study, *Journal of biomechanics*, Vol. 40, No. 13, pp. 3006-3012, 2007.