

مدلسازی هندسی دقیق سه بعدی مهره اول ستون گردنی (اطلس) و تحلیل المان محدود مدل

محمد حق پناهی، صبا سهرابی و علی گرگین زاده

چکیده: دو عامل مدلسازی هندسی دقیق و تعریف صحیح خواص فیزیکی بافتهای بدن بر اساس واقعیت فیزیولوژیکی آنها، صحت نتایج یک تحلیل المان محدود بیومکانیکی را تعیین می کنند. از آنجائیکه در کشور ما امکانات و تجهیزات کافی برای مدلسازی دقیق اجزاء بدن در دسترس محققان نمی باشد، از اینرو، مبحث مدلسازی هندسی دقیق سه بعدی بافتهای بدن بر اساس امکانات موجود اهمیت می یابد. مقاله حاضر، به طور عام مدلسازی دقیق هندسی سه بعدی و تحلیل رفتار بیومکانیکی بافتهای سخت بدن و به صورت خاص مهره اول ستون گردنی (اطلس) جسد انسان بر اساس تصاویر CT را مورد توجه قرار می دهد. در این تحقیق پس از ساخت یک مدل سه بعدی دقیق از مهره نمونه اطلس، به بررسی نحوه توزیع تنش در آن در حالات مختلف سر (فلکشن، نرمال، اکستنشن) پرداخته شد. نتایج، حاکی از تطابق تحلیل المان محدود با مشاهدات کلینیکی بود.

واژه های کلیدی: مدلسازی دقیق، ستون فقرات گردنی، تحلیل المان محدود، توزیع تنش

۱. مقدمه

ایرو استفاده از مدل های دقیق سه بعدی در علم پزشکی اهمیت دارد. به علاوه بکارگیری مدل های سه بعدی در علم پزشکی هنگامی عمومیت می یابد که این مدل ها را بتوان (حداقل در بیشتر موارد) به طور اتوماتیک و سریع (در طی چند دقیقه) ساخت. مشکل عمده این است که پروسه ساخت مدل ها آسان و کاملاً اتوماتیک نمی باشد. همچنین این روند مستلزم داشتن تخصص و صرف وقت می باشد. به طوریکه یک پزشک یا تکنسین آزمایشگاه نمی تواند مدل سه بعدی را به منظور تحقیقات خاص و شخصی خود بسازد.

مدلسازی آسان و دقیق سه بعدی اجزاء بدن مبحثی است که برای بسیاری از محققان و شرکتها در سراسر دنیا مطرح می باشد. محققان بسیاری با تجهیزات گوناگونی از قبیل انواع اسکنرها و دیجیتالایزرها به مدلسازی هندسی دقیق سه بعدی اجزاء بدن به منظور تحلیل المان محدود آنها پرداخته اند. از آن جمله می توان به ارائه مدل المان محدود سه بعدی جزء حرکتی کمربند L2/L3 توسط Lee و همکارانش بر اساس داده های دیجیتالایز تماسی و مدل المان محدود سه بعدی مهره اطلس توسط Teo و همکارانش بر اساس داده های دیجیتالایز بازو مفصلی و مدل سه بعدی المان محدود جزء حرکتی C4-C6 اشاره کرد [۳، ۲۰۱]. Ng و Teo در سال ۲۰۰۱ یک مدل المان محدود سه بعدی از مهره اطلس را ارائه دادند [۲]. آنها

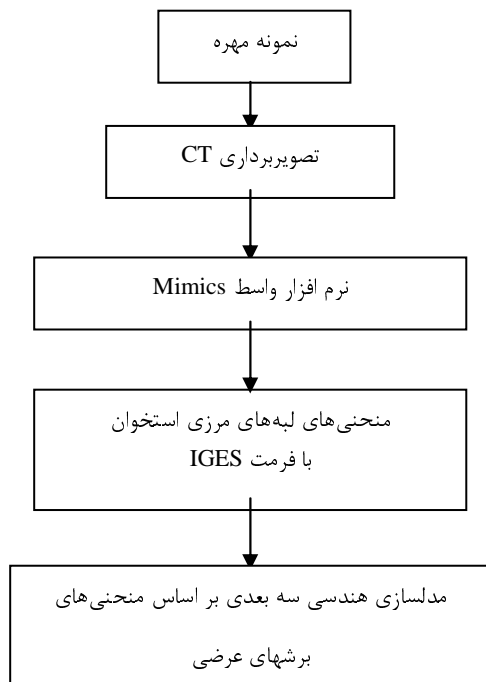
اساس بسیاری از کارها و تحقیقات پزشکی و مهندسی پزشکی مدل های هندسی سه بعدی بافتهای مختلف بدن انسان می باشد. در علم بیومکانیک معمولاً از مدل های سه بعدی اجزاء بدن به منظور انجام تحلیل های المان محدود برای بررسی پاسخ های بیومکانیکی آنها استفاده می شود. هندسه و خواص مادی دو عامل از مهمترین اطلاعات فیزیکی لازم برای ساختن مدل المان محدود بافتها می باشند. بنابراین ایجاد مدل های هندسی سه بعدی دقیق از اهمیت خاصی برخوردار است. به طور کلی از مدل بافتها معمولاً برای شبیه سازی محاسباتی و فیزیکی، برنامه ریزی و انجام جراحی های آزمایشی و طراحی و ساخت ایمپلنتها استفاده می شود.

در بیشتر کاربردهای پزشکی نیز استفاده از مدل سه بعدی هندسی دقیق، مهم می باشد. به عنوان مثال می توان از کاربرد مدل های سه بعدی در ارتوپدی، جراحی پلاستیک، دندانپزشکی و غیره نام برد. از

این مقاله در تاریخ ۸۳/۷/۱۸ دریافت و در تاریخ ۸۵/۸/۲۴ به تصویب رسیده است.

دکتر محمد حق پناهی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران،
mhaghpanahi@yahoo.com
صبا سهرابی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران،
saba.sohrabi@gmail.com
علی گرگین زاده، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران،
ali.gorginzadeh@gmail.com

تصاویر CT با منحنی‌های ریاضی بسته جایگزین می‌شود. این منحنی‌های بسته با فرمت IGES به محیط‌های مدلسازی CAD یا FE منتقل می‌گردد. با عبور سطوح جانبی از منحنی‌های موازی امکان ساخت یک مدل هندسی جامد از مهره پدید می‌آید. فلوجارت شکل ۱ نشان‌دهنده مراحل مدلسازی هندسی دقیق براساس تصاویر CT می‌باشد. مراحل مختلف این روش در بخش‌های بعدی مقاله تشریح شده است.



شکل ۱. فلوجارت ساخت مدل دقیق سه بعدی براساس تصاویر CT

۲-۳. نمونه مهره

مهره اطلس یک مهره کوچک با ساختار هندسی بسیار پیچیده می‌باشد [۴]. در این تحقیق، مبنای مدلسازی دقیق هندسی، اطلاعات حاصل از تصاویر CT بوده است که در بخش‌های بعدی به تفصیل بدان خواهیم پرداخت. لذا، باید اطلاعات کافی از هندسه سطوح خارجی اجزاء مهره را بدست آوریم که این امر مستلزم افزایش تعداد تصاویر گرفته شده از مهره می‌باشد. به دلیل اعمال اشعه X در تصویربرداری CT، پزشکان حتی‌المقدور از کمترین میزان اشعه برای تشخیص‌های طبی استفاده می‌کنند. این امر سبب می‌شود که تعداد برشهای عرضی گرفته شده از ناحیه خاص بدن بیمار، کم و محدود باشد. بنابراین، استفاده از اطلاعات تصاویر CT مهره‌های گردنی بیماران در شرایط عادی به منظور مدلسازی دقیق هندسی مناسب نبوده و تصویربرداری از نمونه جسد لازم می‌باشد. اما با بکارگیری روش مدلسازی که در این مقاله ارائه شده می‌توان مدل سه بعدی هندسی دقیق مهره‌های بیمارانی که طبق تجویز پزشک اجازه تصویربرداری با مقاطع حداقل ۱ میلی‌متر به آنها داده

بدین منظور از اطلاعات حاصل از دیجیتالیزر استفاده کرده و مهره اطلس را در صفحه ساژیتال متقارن در نظر گرفتند. در تحقیق حاضر، ما به منظور استفاده از روشی که برای مدلسازی اجزاء بدن انسان زنده نیز قابل تعمیم باشد، از داده‌های تصاویر CT استفاده کردیم.

۲. تصویربرداری CT و مدلسازی هندسی

CT و MRI روش‌های مدرن تشخیص پزشکی هستند که اطلاعات فیزیکی بدن بیمار، هندسه بافتها و ساختارها را در اختیار پزشک قرار می‌دهند.

به‌علاوه مدلسازی دقیق اجزاء بدن بر اساس تصاویر CT همواره مورد توجه محققان در سراسر دنیا قرار گرفته است. دلیل این امر این است که می‌توان از این روش به منظور مدلسازی اجزاء بدن انسان زنده استفاده کرد.

در این روش پس از انجام تصویربرداری CT یا MRI می‌توان با تعیین لبه‌های مرزی تصاویر، هندسه و ابعاد مقاطع مختلف جزء مورد بررسی را بدست آورد.

در هر دو روش بهره‌گیری از تصویربرداری CT و MRI کلیات کار یکسان می‌باشد، تنها تفاوت در این است که از تصاویر CT می‌توان برای مدلسازی بافت‌های نرم و سخت استفاده کرد ولی MRI مختص بافت نرم می‌باشد.

نکته مهم این است که تصاویر CT باید قابلیت تحلیل در نرم افزارهای مدلسازی و المان محدود را داشته باشند. لذا، برقراری ارتباط سریع و آسان بین تصاویر CT و MRI از یک سو و محیط‌های نرم افزاری المان محدود و CAD از سوی دیگر اهمیت می‌یابد.

این مهم با کمک نرم‌افزارهای واسطی صورت می‌گیرد که قابلیت تبدیل تصاویر DICOM به فرمت قابل تحلیل را داشته باشند. یک فایل DICOM حاوی تمامی اطلاعات شامل اطلاعات بیمار، نوع اسکن، ابعاد تصاویر و غیره و نیز اطلاعات یا داده‌های تصویر CT و MRI می‌باشد.

در این تحقیق ما از نرم افزار MIMICS به عنوان نرم افزار واسط تصاویر CT و نرم افزار المان محدود استفاده کردیم که در ادامه مقاله به آن پرداخته شده است.

۳. مدلسازی دقیق هندسی سه بعدی مهره اطلس

۳-۱. روش مدلسازی

در این تحقیق روشی به منظور مدلسازی دقیق هندسی سه بعدی مهره اطلس ارائه شده که قابل تعمیم برای همه اجزاء بدن می‌باشد. در این روش، ابتدا نمونه مورد بررسی انتخاب شده و سپس عمل تصویربرداری CT بر روی آن انجام می‌گیرد. با کمک نرم افزار واسط پردازش تصویر Mimics لبه‌های مرزی مقاطع عرضی مهره در

شده را ایجاد کرد. نمونه مهره اطلس مورد بررسی ما مربوط به جسد یک مرد ۴۵ ساله بود (شکل ۲). در این مهره هیچگونه آسیب یا ضایعه آناتومیکی دیده نشد.

ما با استفاده از ماژول MedCAD، بر لبه‌های مرزی مقاطع موازی، منحنی‌های ریاضی را عبور دادیم. در این مرحله با انتخاب درجه منحنی و تعداد نقاط کنترلی، منحنی‌های بسته را تعیین کردیم. با توجه به پیچیدگی و تنوع هندسی اجزاء مختلف مهره شامل زوائد عرضی، زائده شوکی، رویه مفصلی فوقانی، رویه مفصلی تحتانی، کمان قدامی، کمان خلفی و غیره، لازم بود که مجموعه‌ای از منحنی‌های مختلف با درجات و تعداد نقاط کنترلی متفاوت ایجاد شود. چرا که اگر یک منحنی را برای تمام اجزاء هندسی در نظر می‌گرفتیم، تقریب زده شده بسیار کم دقت بوده، به‌طوریکه منحنی‌های حاصله شباهت اندکی با لبه‌های مرزی داشتند. بر این اساس ۱۸ مجموعه منحنی مرزی جمعاً شامل ۱۱۸ منحنی برای مهره اطلس تعریف شد.

شکل ۲. نمونه مهره اطلس



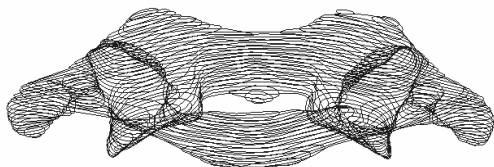
شکل ۲. نمونه مهره اطلس

۳-۳. تصویربرداری CT

از آنجائیکه به منظور مدلسازی، تصاویر CT باید قابلیت تحلیل در نرم افزار واسط را داشته باشند؛ لذا باید از تصاویر CT با فرمت DICOM استفاده نمود. بدین منظور، اسکنر کلینیک نور را، که دارای قابلیت تصویر برداری با فرمت DICOM بود، انتخاب کردیم. دستگاه تصویربرداری این کلینیک یک اسکنر اسپیرال SOMATOM_PLUS_4/SIMENS بود. با توجه به اینکه عدد هانسفیلد استخوان، زیاد (از حدود ۲۰۰ هانسفیلد به بالا) و عدد هانسفیلد هوا ۱۰۰۰- است، تصویربرداری از مهره در فضای اتاق میسر نمی‌باشد. برای رفع این مشکل می‌بایست مهره را در یک محیط چگال مشابه آب (عدد هانسفیلد = صفر) قرار می‌دادیم. بدین منظور از نوعی ژل با مبنای آب استفاده کردیم. بدین ترتیب، از نمونه مهره جسد با برشهای ۰/۶ میلی‌متر عمل تصویربرداری انجام گرفت. مشخصات این تصاویر در جدول ۱ آمده است.

۳-۴. منحنی‌های لبه‌های مرزی استخوان با فرمت IGES

منحنی‌های مرزی ایجاد شده در مرحله پیشین را با فرمت IGES صادر نمودیم (شکل ۳). بدین ترتیب با استفاده از نرم افزار Mimics منحنی‌های ریاضی بر لبه های مرزی استخوان هر کدام از تصاویر منطبق شدند و یا به عبارتی بدین صورت عمل تعیین مرز انجام گرفت و نتایج آن با فرمت IGES برای استفاده در نرم افزارهای CAD و FE آماده شدند.



شکل ۳. منحنی‌های موازی لبه‌های مرزی برشهای مختلف مهره اطلس

جدول ۱. مشخصات تصاویر CT مهره نمونه

Field Of View	8/8 cm
Voltage	120 kV
Dose	170 mA
Image resolution	512x512
Slice Increment	0/60 mm
Gantry tilt	0/00

۳-۶. مدلسازی هندسی سه بعدی بر اساس منحنی‌های برشهای عرضی

پس از وارد کردن منحنی‌های بسته موازی به محیط مدلسازی از روش "surface fitting" استفاده کردیم. در این روش از منحنی‌های موازی مقاطع عرضی، سطوح جانبی گذرانده می‌شود. البته به‌دلیل پیچیدگی و تنوع هندسی مهره‌های غیر نمونه گردنی، بکارگیری این روش مشکلات و ظرایف خاص خود را دارد، ولی این امر برای سایر استخوان‌های بلند یا ساده سهل تر خواهد بود. به‌طور کلی، باید هر منحنی بسته بر اساس نوع هندسه به چند پاره خط تقسیم شده و سپس از دو یا چند پاره خط موازی متناظر یک سطح جانبی گذرانند. به منظور ساخت یک حجم یکپارچه، مجموعه-ای از سطوح را ایجاد کردیم که تشکیل یک حجم بسته را می‌دادند. عبور سطح از منحنی‌های ابتدایی و انتهایی هر جزء ساختاری مهره

۳-۴. بکارگیری نرم افزار واسط Mimics

Mimics یک پکیج پردازش تصویر با قابلیت نمایش سه بعدی است که توانایی پردازش داده‌های DICOM همه اسکنرهای متداول را دارد. یکی از ماژولهای فرعی این نرم افزار ماژولی با نام MedCAD است که امکان تبدیل تصاویر MRI و CT را به فرمت قابل استفاده در محیط‌های نرم افزاری CAD و المان محدود فراهم می‌سازد.

به منظور انتخاب خواص مکانیکی مدل، کارهای مطالعاتی پیشین را مورد بررسی قرار دادیم [۲،۳،۶،۷،۸]. بیشتر این مطالعات براساس خواص مکانیکی مهره‌های کمری انجام شده است. در این میان ما از خاصیت مکانیکی مطالعه Teo و Ng در سال ۲۰۰۱ استفاده کرده‌ایم [۲]. لازم به ذکر است که آنها نیز به دلیل فقدان تعریف خواص مادی برای اطلس از مقادیر مناطق دیگر ستون مهره‌ها، استفاده کرده‌اند. بدین ترتیب یک ماده ایزوتروپیک، همگن خطی با مدول یانگ 10000 MPa و ضریب پواسون 0.29 برای مدل هندسی اطلس در نظر گرفته شد. با توجه به تأثیر و تقابل مهره‌های اطلس و اکسس با یکدیگر، شرایط مرزی ذیل را به منظور تحلیل المان محدود اطلس بر مدل اعمال کردیم.

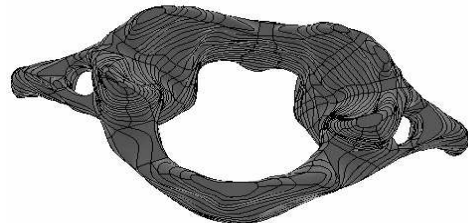
۱. به منظور شبیه سازی محدودیتی که توسط زائده دندان‌های اکسس برای کمان قدامی اطلس ایجاد می‌شود، کمان قدامی در راستای قدامی - خلفی و جانبی مقید شد.

۲. به منظور شبیه سازی نحوه حرکت فاستهای اطلس و اکسس بر روی یکدیگر و با توجه به امکان لغزش آنها بر هم، فاستهای تحتانی اطلس فقط در راستای فوقانی - تحتانی مقید شدند.

۳. به منظور شبیه سازی برخورد کمان خلفی اطلس با زائده شوکی اکسس، یک جابجایی عمودی ناچیز (0.1 mm) به کمان خلفی اعمال شد.

به منظور بررسی اینکه چگونه اشکال مختلف بارگذاری بر شکستگی اطلس تأثیر می‌گذارند، مدل C1 را تحت سه موقعیت سر شامل حالات فلکشن، وضعیت نرمال سر و اکستنشن بارگذاری کردیم. برای شبیه سازی حالات فلکشن و اکستنشن از اعمال بار خارج از مرکز استفاده شد. نیروی اختیاری 30 N که نشان دهنده وزن تقریبی سر است از طریق کندیل‌های استخوان پس سری بر روی فاستهای فوقانی اطلس اعمال شد. به منظور شبیه سازی انتقال نیرو از طریق کندیل‌های پس سری، نیرو را به صورت بار گذاری فشاری وارد کردیم.

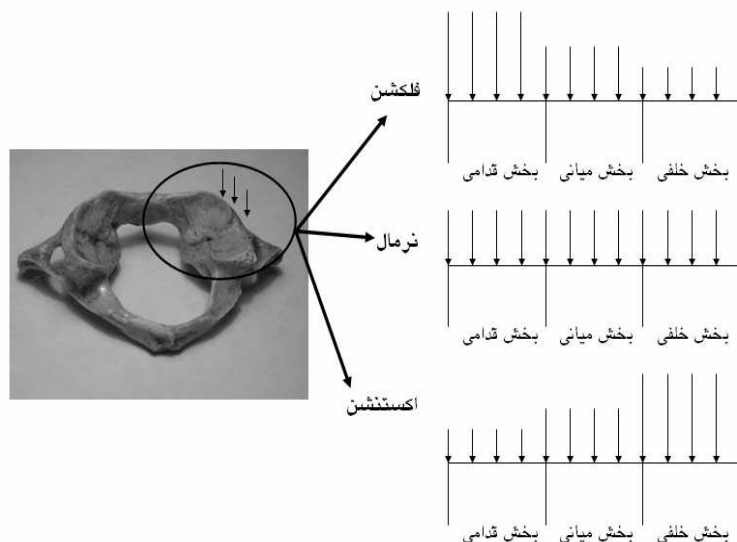
(جسم مهره‌ای، توده‌های طرفی، فاستهای فوقانی و تحتانی و غیره) با توجه به شناخت آناتومیکی از آن صورت گرفت. بدین ترتیب از مجموعه سطوح جانبی و سطوح ابتدایی و انتهایی که تشکیل یک حجم بسته را می‌دادند، یک جامد یکپارچه پیوسته را ایجاد کردیم. مدل هندسی دقیق سه بعدی مهره اطلس در شکل ۴ دیده می‌شود.



شکل ۴. مدل هندسی دقیق سه بعدی مهره اطلس

۴. تحلیل المان محدود مدل

در مقاله حاضر، به منظور درک نحوه توزیع تنش در مهره اطلس و مناطق متحمل شکستگی در سه حالت مختلف سر شامل فلکشن، نرمال و اکستنشن، بر روی مدل C1 تحلیل المان محدود انجام دادیم. این تحلیل با استفاده از نرم افزار پیش پردازشگر MSC.PATRAN و حل گر MSC.NASTRAN انجام گرفت. مدل المان محدود مهره اطلس شامل ۱۲۶۰۱ المان چهار وجهی و ۱۰ گرهی و ۲۱۱۶۲ گره بود. استخوان یک ماده غیرهمگن، غیر ایزوتروپیک، غیر خطی، وابسته به زمان و ویسکوالاستیک می باشد [۵]. به دلیل پیچیدگی ساختار مکانیکی استخوان بسته به نوع تحلیل همواره ساده سازی هایی صورت می گیرد. در مورد تحلیل‌های استاتیکی معمولاً استخوان به صورت یک ماده ایزوتروپیک همگن و خطی فرض می شود.

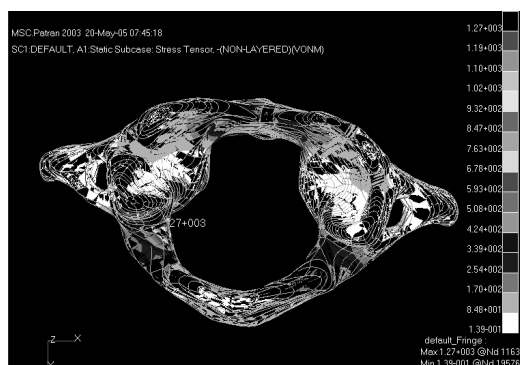


شکل ۵. سه حالت بارگذاری فلکشن، نرمال و اکستنشن



شکل ۸. کانتور توزیع تنش در بارگذاری نرمال (نشان دهنده تمرکز تنش در کمان خلفی)

در حالت اکستنشن مقدار تنش در کمان خلفی ماکزیمم مقدار خود را دارد و سپس محل اتصال توده طرفی و کمان قدامی دارای تنش زیادی می‌باشد (اشکال ۹ و ۱۰). در این حالت مقدار تنش کمان قدامی به نسبت کم است.



شکل ۹. کانتور توزیع تنش در بارگذاری اکستنشن (نشان دهنده تمرکز تنش در کمان خلفی)

نتایج حالات مختلف بارگذاری نشان دهنده افزایش ماکزیمم تنش از حالت نرمال به اکستنشن و نهایتاً فلکشن می‌باشد (شکل ۱۱). به‌طور خلاصه، تنش ماکزیمم تحت موقعیت‌های مختلف شبیه‌سازی شده سر، در حدود ۴۵٪ افزایش می‌یابد. به‌علاوه، به وضوح مشاهده می‌شود که با تغییر شکل بارگذاری از اکستنشن به حالت نرمال و نهایتاً به فلکشن، تنش در کمان قدامی افزایش می‌یابد. برعکس، تنش در کمان خلفی از حالت فلکشن به نرمال و اکستنشن افزایش داشته است.

۶. نتیجه گیری

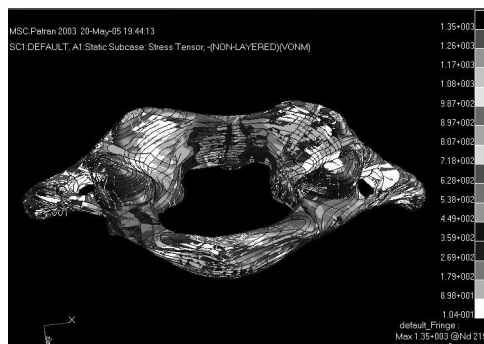
هدف از ارائه این تحقیق مدلسازی دقیق سه بعدی المان محدود مهره اطلس و همچنین بررسی توزیع تنش در نواحی مختلف آن تحت حالات مختلف سر بوده است.

با توجه به عدم تقارن هندسی مهره، سطح رویه مفصلی فوقانی چپ و راست را به‌طور جداگانه تخمین زدیم. این مقادیر عبارت بودند از: 230 mm^2 و 270 mm^2 . بدین ترتیب با تقسیم نیرو بر سطح، اندازه بار فشاری وارد بر هر رویه فاستی بدست آمد.

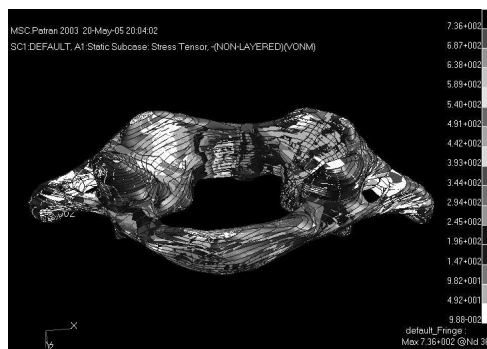
همان‌طور که اشاره شد، نحوه توزیع تنش در موقعیت‌های فلکشن، نرمال و اکستنشن برای ما اهمیت دارد. بدین منظور سطح هر فاست فوقانی به‌طور تقریبی به سه ناحیه قدامی، میانی و خلفی تقسیم شد. در شرایط نرمال سر، به این سه ناحیه بارگذاری فشاری یکنواختی اعمال می‌شود. در شرایط فلکشن، به منظور اعمال بار خارج از مرکز قدامی، سهم بیشتری از نیرو به ناحیه قدامی فاستها اعمال شد. در حالت اکستنشن، برعکس، فشار بیشتری به ناحیه خلفی وارد می‌شود. شکل ۵ نحوه بارگذاری فلکشن، نرمال و اکستنشن را نشان می‌دهد.

۵. نتایج

نتایج بارگذاری فلکشن مهره اطلس (شکل ۶) تمرکز تنش زیادی را در کمان قدامی نشان می‌دهد. پس از آن تمرکز تنش در نواحی نزدیک محل اتصال بین کمان خلفی و توده طرفی دیده می‌شود. کانتور توزیع تنش در حالت بارگذاری نرمال نشان‌دهنده تمرکز تنش در کمان قدامی و نیز کمان خلفی اطلس می‌باشد (اشکال ۷ و ۸). به‌علاوه در محل اتصال بین کمان خلفی و توده طرفی نیز کمی تمرکز تنش دیده می‌شود.

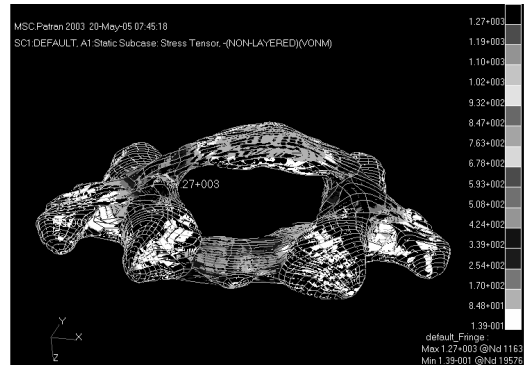


شکل ۶. کانتور توزیع تنش در بارگذاری فلکشن (نشان دهنده تمرکز تنش در کمان قدامی)



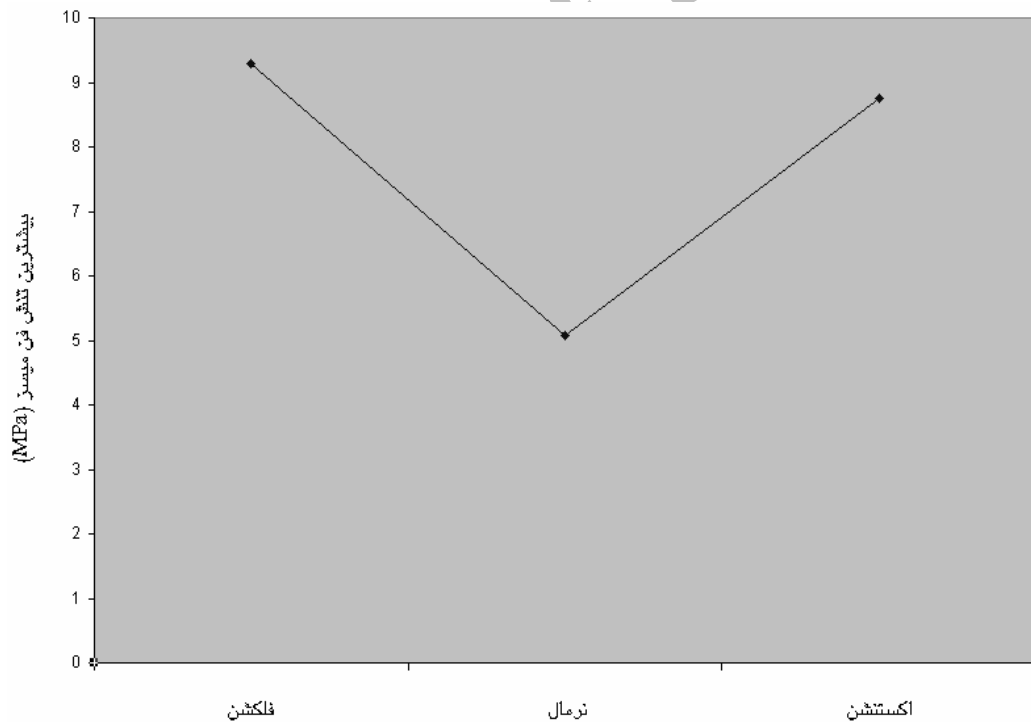
شکل ۷. کانتور توزیع تنش در بارگذاری نرمال (نشان دهنده تمرکز تنش در کمان قدامی)

با وجود اینکه مدل‌های دقیق سه بعدی متعددی از اجزای مختلف بدن توسط محققان در سایر نقاط دنیا ساخته شده است، ولی به دلیل عدم وجود امکانات کافی اعم از دیجیتالیزه‌های خاص و نرم افزارهای واسط، در کشور ما مدلسازی دقیق سه بعدی به ندرت صورت پذیرفته است. بر طبق دانسته‌های ما، موارد معدودی که به مدلسازی دقیق سه بعدی پرداخته‌اند این عمل را به‌طور دستی و با تقریبهای زیاد انجام داده‌اند. از اینرو ارائه روش مدلسازی دقیق سه بعدی بر اساس امکانات موجود با بهره‌گیری از نرم‌افزار واسط پردازش تصویر اهمیت می‌یابد، که ما در تحقیق حاضر به این مهم نائل شدیم. نشان داده شده که هندسه مهره‌های ناحیه گردنی تأثیر بسزایی بر پاسخهای بیومکانیکی آن دارد [۶]. علاوه بر این، به دلیل شیوع شکستگی در مهره‌های ستون گردنی به خصوص C1 و C2، هندسه دقیق در بررسی توزیع تنش آنها اهمیت می‌یابد. جدول ۲ نشان‌دهنده مکانهای احتمالی شکستگی اطلس در اشکال مختلف بارگذاری فلکشن، نرمال و اکستنشن، بر اساس نحوه توزیع تنش در آن می‌باشد.



شکل ۱۰. کانتور توزیع تنش در بارگذاری اکستنشن (نشان دهنده تمرکز تنش محل اتصال)

از آنجائیکه مهره اول ستون گردنی (اطلس) یکی از پیچیده ترین استخوانهای بدن می‌باشد، لذا روشی که برای مدلسازی سه بعدی آن ارائه شده را می‌توان برای کلیه استخوانهای بدن عمومیت داد.



شکل ۱۱. تغییرات بیشترین تنش فن میسز در سه حالت بارگذاری سر

جدول ۲. مکانهای احتمالی وقوع شکستگی در حالات مختلف بارگذاری

کمان خلفی			اتصال بین توده طرفی و کمان خلفی			کمان قدامی			بارگذاری
اکستنشن	نرمال	فلکشن	اکستنشن	نرمال	فلکشن	اکستنشن	نرمال	فلکشن	
زیاد	زیاد	کم	زیاد	متوسط	متوسط	کم	زیاد	زیاد	احتمال شکستگی

گرچه مدل هندسی ما کاملاً واقعی بود ولی خواص مکانیکی آن را بسیار ساده سازی کرده‌ایم. ما با در نظر گرفتن یک ماده ایزوتروپیک همگن خطی، فقط استخوان قشری را لحاظ کردیم. بهبود خواص مادی و در نظر گرفتن استخوانهای قشری و اسفنجی موجب نزدیکتر شدن نتایج به واقعیت می‌شود.

مراجع

- [1] Kim-Kheng, Lee, Tian- Xia, Qui, Ee- Chon Teo, "3-D Finite element modeling of lumbar spine (L2/L3) using digitizer", Nanyang Technological University, 2000.
- [2] Teo, E.C., Ng., H.W., "First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method", J Biomechanics, Vol. 34, 2001, pp. 13-21.
- [3] Yoganandan, N., Kumaresan, S.C., Liming Voo, Pintar, F.A., "Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit", J Me. Eng. Phys, Vol. 18, 1996, pp. 569-574.
- [4] Henry Gray, *Anatomy of the Human Body*, 1918.
- [5] Katz, J.L., *Mechanics of Hard Tissue, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [6] Maurel, N., Lavaste, F., and Skalli, W., "A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets". J Biomechanics, Vol. 30, No.9, 1997, pp. 921-931.
- [7] Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F.A., "Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study". J Clinical Biomechanics, Vol. 14, 1999, pp. 41-53.
- [8] Bozic, KJ., Keyak, JH., Skinner, H.B., Bueff, HU., "Three-dimentional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism". J Spine Disorders, Vol. 7, No. 2, 1994, pp. 102-110.
- [9] Panjabi, M. M., Oda, T., Crisco, J.J., Oxland, T.R., Katz, L., Nolte, L., "Experimental study of atlas injuries I: Biomechanical analysis of their mechanisms and fracture patterns", J Spine, Vol. 16, 1991, pp. 460-465.
- [10] Yoganandan, N., Pintar, F.A., Sances, A., Reinsartz, J., Larson, S.J., "Strength and motion analysis of the human head-neck complex", J Spine Disorder, Vol. 4, 1991, pp. 73-85.

این نتایج هم با مشاهدات کلینیکی و هم با نتایج مطالعه Ng و Teo (۲۰۰۱) تطابق خوبی دارد [۲]. همان‌گونه که پیش‌بینی می‌کردیم تمرکز تنش در کمان قدامی، اتصال بین کمان خلفی و توده طرفی و نیز کمان خلفی دیده می‌شود.

نتایج نشان می‌دهند که مکانهای بروز شکستگی در اطلس علاوه بر بردار نیروی اعمال شده، هندسه ستون فقرات و خواص فیزیکی آن به وضعیت دقیق سر در زمان سانحه نیز بستگی دارد.

به‌طور ساده می‌توان گفت که در حالت فلکشن کمان قدامی و در حالت اکستنشن کمان خلفی مستعد شکستگی می‌باشند.

گزارش منتشر شده Panjabi (۱۹۹۱) اولین مطالعه‌ای بود که از نیروی اندازه‌گیری شده برای ایجاد صدمات C1 استفاده کرد [۹]. او با اعمال نیروی ۱۹۰۰N در حالت اکستنشن و نیروی ۳۱۰۰N در حالت نرمال موفق به ایجاد صدمه در Occipito-Cervical جسد شد.

در نتایج Teo و Ng (۲۰۰۱) نیز میزان تنش در مکانهای متحمل شکست از وضعیت نرمال به اکستنشن تا ۳۵٪ افزایش داشته است [۲]. طبق نتایج ما نیز مقدار این افزایش ۴۲٪ بوده است که با مطالعات دیگر تطابق دارد.

در اینجا به ذکر مواردی که در بررسی این مقاله باید در نظر گرفت، می‌پردازیم. نکته اول این است که در واقعیت صدمات اطلس جدا از بافتهای نرم و سخت اطرافش رخ نمی‌دهد. از این رو مسلماً اعمال بافتهای نرم مهمی چون لیگامان عرضی، مفاصل فوقانی و تحتانی و دیسک بین مهره‌ای و نیز استخوانهایی مانند استخوان پس سری و مهره اکسس باعث بهبود نتایج می‌شود.

نکته دیگر اینکه در تحلیل خطی، مقدار تنش متناسب با نیرو افزایش می‌یابد. بنابراین، هر مقدار بار اختیاری امکان ارزیابی مکانهای احتمالی تمرکز تنش را تحت وضعیت‌های مختلف سر فراهم می‌سازد.

تحلیل و بررسی این مدل تحت شرایط دینامیکی، نیز به منظور تعیین مکانهای تمرکز تنش و مقایسه آن با نتایج استاتیکی مفید خواهد بود. همان‌گونه که می‌دانیم دو پارامتر مهم در صحت تحلیل‌های المان محدود عبارتند از: هندسه و خواص مادی.

در این تحقیق، مدل سه بعدی دقیق مهره اطلس شامل تمام جزئیات آن از قبیل توده‌های طرفی، کمان قدامی، کمان خلفی، رویه‌های مفصلی فوقانی و تحتانی بود. حتی در این مطالعه برای مهره در صفحه سائیتال تقارن در نظر نگرفتیم و واقعیت مهره را که یک جسم نامتقارن بود مدل کردیم.

بنابراین هندسه مهره کامل می‌باشد. Yoganandan و همکارانش در سال ۱۹۹۱ [۱۰] و Maurel و همکارانش در سال ۱۹۹۷ [۶] نشان دادند که هندسه استخوانی ناحیه گردنی تأثیر بسزایی بر پاسخهای بیومکانیکی آن دارد.