

تحلیل اجزاء محدود عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی

چکیده:

پیش زمینه: در این مطالعه رفتار بیومکانیکی افراد، قبل و بعد از عمل جراحی لامینوپلاستی با این هدف مقایسه شده است که توان مدل سازی اجزای محدود را در تسهیل فن آوری های تشخیص، درمان و پیشگیری از آسیب های ستون فقرات گردنی بسنجد و همچنین نقش آن در ارتقاء استانداردسازی جراحی و کاهش عوارض در بیماران را مشخص کند. هدف اصلی این تحقیق استخراج مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی سازی شده بیماران است تا به کمک آن به پیش بینی بیومکانیک ستون فقرات گردنی بیماران بعد از عمل لامینوپلاستی پرداخت.

مواد و روش ها: به همین منظور ابتدا، مدل هندسی پارامتری شخصی سازی شده بر پایه ۱۶ پارامتر آناتومیکی ساخته می شود که از تصاویر رادیوگرافی بیمار استخراج شده اند. در این پژوهش برای تجمیع تصاویر عکس برداری دوبعدی سی تی و تبدیل آن به ابر نقاط و اصلاحات اولیه ابر نقاط از نرم افزار 2012 mimics استفاده شده است. نرم افزار مورد استفاده برای اصلاح، سطح سازی و در نهایت ایجاد مدل های سه بعدی Geomagic Studio 2012 بود. پس از مدل سازی تمامی بافت های گردن، مدل، وارد نرم افزار المان محدود Abaqus 2012 شد و در این نرم افزار فرآیند شبیه سازی و تحلیل ستون فقرات گردن صورت پذیرفت. در پژوهش کنونی سعی شد تا ایجاد مدل هندسی در مدل سازی بافت های حجمی و همچنین در مدل سازی رباط ها و عضلات با دقت بسیار بالا صورت پذیرد تا بستری مناسب برای مطالعات آتی پیرامون خواص مواد و رفتار بافت ها به دور از بیم مشکلات هندسی مدل ایجاد شود.

یافته ها: با توجه به اینکه تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی لازم بود تا مدل در راستای خم کردن و باز شدن صحنه گذاری شود اما در صورتی که بارگذاری به مدل خارج از صفحه سجیتال میانی باشد باید به تناسب صحنه گذاری در جهت دیگر نیز انجام گیرد. صحنه گذاری پاسخ حرکتی دیسک برای دیسک بین مهره های دوم و سوم انجام گرفت و با توجه به ساختار و روند یکسان در طراحی دیسک های بین مهره ای از به دست آوردن پاسخ های حرکتی سایر دیسک ها صرف نظر شد. انطباق خوب بازه حرکتی در اعمال گشتاور در جهت باز شدن را می توان به دلیل طراحی صحیح مفاصل فاست و در نظر گرفتن فاصله مناسب دو غضروف فاست از یکدیگر و نحوه درگیری آنها در مدل کنونی دانست.

نتیجه گیری: در حالت طبیعی بدن انسان وظیفه اصلی تحمل وزن سر و مستهلک کردن انرژی های ناشی از بارهای فشاری، به عهده هسته دیسک است. در طول تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی نیز اگرچه از اثرات وزن چشم پوشی شده اما جرم های بافت های ستون فقرات و مجسمه در راستای محور Z منتج به اعمال بار فشاری بر دیسک ها می شود که این بار فشاری به ترتیب کاملاً محسوس از بالا به سمت پایین افزایش می یابد. نکته قابل ذکر دیگر برای هسته دیسک ها تأثیر قابل توجه خاصیت ویسکوالاستیک است. مدول الاستیسیته برای هسته دیسک حدود ۱۲ کیلوپاسکال تعریف و اعمال شده که نسبت به خواص بافت های نرم دیگر مقدار به نسبت پایینی است اما به دلیل آنکه در تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی هسته دیسک نرخ کرنش در اکثر بافت ها از جمله هسته دیسک بالا است، در عین حال که هسته های دیسک دچار تغییر شکل های شدیدی نشدند اما تنش هایی در حدود ۲۰ مگاپاسکال را تحمل کردند.

واژگان کلیدی: تحلیل المان محدود، ستون فقرات گردنی، لامینوپلاستی، بیومکانیک

پذیرش مقاله: ۴۰ روز قبل از چاپ.

مهندس نادیا علیزاده لاسکی،^۱ دکتر محمد نیکخو،^۱ دکتر کامران حسنی

مقدمه

ستون فقرات گردنی از روی هم قرار گرفتن هفت مهره تشکیل شده است. هر مهره از یک جسم مهره تشکیل شده که یک حلقه استخوانی به پشت آن متصل شده است. کل مهره ها از پایین ترین مهره یعنی T1 به بالاترین مهره یعنی C2 می رسد (شکل ۱). بین جسم های مهره های بالایی و پایینی دیسک بین مهره ای قرار گرفته است. دیسک بین مهره ای موجب حرکت مهره ها روی هم می شود و نقش جذب کننده شوک های وارده به ستون مهره را هم ایفا می کند. کاهش فضای کانال نخاعی موجب فشار به نخاع می شود^(۱). در حالت معمولی فضایی که در درون ستون مهره به نخاع اختصاص داده شده یعنی کانال نخاعی بیش از اندازه مورد نیاز نخاع است. در ابتدای روند تنگ شدن این کانال تا وقتی فشاری به نخاع وارد نشده مشکلی برای بیمار ایجاد نمی شود. وقتی شدت تنگی بیشتر شود و از اطراف بر روی نخاع فشار وارد شود علائمی ظاهر می شود که آن را میلیپاتی^۱ می گویند^(۲).

تنگی کانال نخاعی می تواند به علل متفاوتی ایجاد شود. تنگی مادرزادی یکی از این علل است. در این بیماران کانال

۱. گروه مهندسی پزشکی، دانشکده علوم و فن آوری های پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران.

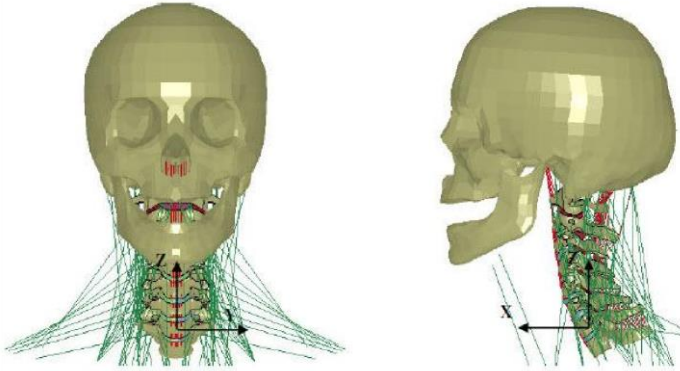
نویسنده مسئول:

محمد نیکخو

Email:
m.nikkhoo@srbiau.ac.ir

1. Myelopathy.

مدل لحاظ شده بود. در این مدل پس از آنکه در حالت جزئی ستون فقرات تحت بارگذاری های شبه‌استاتیک قرار گرفت، با استفاده از شتاب و چرخش به دست آمده برای مهره اول سینه‌ای حاصل از آزمایشات تحت تصادف از جلو با شتاب ۱۲ متر بر مجذور ثانیه، نحوه حرکت و مقادیر شتاب مجمله را شبیه‌سازی کرده است^(۸،۷). شکل ۲ تصویر مدل ستون فقرات کامل وی را نشان می‌دهد.



شکل ۱- مدل کامل ستون فقرات^(۱)

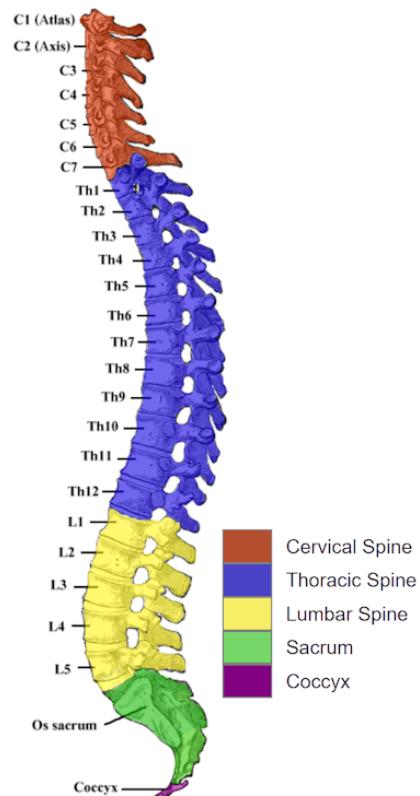
در سال ۲۰۰۵ میلادی هولزافل آزمایش‌هایی برای تعیین خواص لایه‌های درون دیسک انجام داد و تعداد ۱۱ نمونه دیسک جسد را که از ناحیه مهره‌های اول و دوم کمری اجساد تازه فوت شده استخراج شده بود مورد مطالعه قرار داد. او هر یک از دیسک‌ها را از صفحه سجیتال آن به دو نیم تقسیم کرد؛ یک نیمه را برای آزمایش‌های کشش تک لایه آنالوس در جهت الیاف و نیمه دیگر را برای سنجش زوایای الیاف درون لایه‌های دیسک مورد مطالعه قرار داد. در نهایت وی برای خاصیت الاستیک الیاف دیسک یک نمودار تک بخشی با یک مدول الاستیسیته متفاوت ارائه داد که هرچه مقادیر کرنش بالاتر می‌رفت مقدار مدول الاستیسیته نیز افزایش می‌یافت که در کل مقدار مدول الاستیسیته الیاف دیسک را بین ۲۸ تا ۷۸ مگاپاسکال ارائه می‌دهد^(۹).

«لی» در مطالعه خود رباط‌های ALL و LF را از تعداد ۷ جسد جدا کرد که در مجموع ۳۲ رباط ALL و ۱۲ رباط LF را با استفاده از پروتکل‌های مختلف تحت تخریب قرار داد و سپس بر روی آنها آزمایش کشش انجام داد. او دلیل خود را برای انتخاب رباط‌های ALL و LF تأثیر بسزای آنها در عملکرد ستون فقرات، تفاوت در میزان الاستین و کلاژن موجود در آنها و اینکه معمولاً در پدیده ضربه شلاقی دچار آسیب می‌شوند بیان کرد^(۱۰).

به دلیل ساختار پیچیده اسکلتی-عضلانی، ستون فقرات گردنی انسان یکی از چالش برانگیزترین مناطق برای توسعه مدل‌سازی بیومکانیکی است^(۱۱). مدل‌سازی اجزای محدود می‌تواند به محققان در دستیابی به اندازه تنش‌ها و فشارهای داخلی در استخوان‌ها، رباط‌ها و بافت‌های نرم کمک کند و به طور گسترده‌ای برای تحقیقات بیومکانیک ستون فقرات به کار رود. همچنین به سهولت تشخیص، درمان و پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات گردنی کمک کند. در این مطالعه رفتار بیومکانیکی افراد، قبل و بعد از عمل جراحی لامینوپلاستی با این هدف مقایسه شده است که توان مدل‌سازی

نخاعی از بدو تولد تنگ است با این حال در ابتدا مشکل خاصی ندارند ولی با کوچکترین آسیبی به گردن دچار علائم می‌شوند. کانال نخاعی این افراد در سنین بالاتر باز هم تنگ‌تر می‌شود و مشکلات بیشتری را برای آنها ایجاد می‌کند. با بالا رفتن سن، زائده‌های استخوان از حلقه استخوانی جسم مهره به درون آن رشد می‌کند و موجب تنگ‌تر شدن فضای درونی آن می‌شود در سال ۲۰۰۵، «آن» یک مدل دینامیکی غیرخطی از شش مهره گردنی ستون فقرات انسان ایجاد کرد. وی متوجه شد که خلبانان هلیکوپتر از یک کلاه سنگین که شامل وزنه‌ها و تجهیزات خاصی است استفاده می‌کنند که در نتیجه بار وارده به دیسک‌های بین مهره‌ای افزایش می‌یابد. او برای محاسبه بارها و نیروهای وارده بر دیسک‌ها در شرایط مختلف پرواز با شبیه‌سازی ناحیه گردن مدل مذکور را توسعه داد. در این مدل همراه مهره‌ها، رباط‌ها و دیسک‌های بین مهره‌ای در نرم افزار ADAMS مدل‌سازی شده‌اند. وی مدل را جهت بررسی بارهای وارده به گردن تحت خم‌کردن، باز شدن، خمش جانبی و گردش سر مورد مطالعه قرار داد و شرایط مختلف را در حالت‌های با کلاه و بدون کلاه برای ستون فقرات گردنی ارزیابی کرد^(۵،۴).

در سال ۱۹۹۹، دنگ و همکاران مدلی ارائه دادند که توسعه داده شده بود و بر خلاف اغلب مدل‌های کامل ستون فقرات گردنی پیشین، ناحیه بالایی ستون فقرات گردنی را نیز با جزئیات بیشتری برای بافت‌های مختلف نمایش می‌داد. در مدل وی اغلب بافت‌های نرم دارای خاصیت ویسکوالاستیک بودند و الیاف دیسک‌ها با استفاده از کامپوزیت غشایی مدل‌سازی شدند^(۶). قابل ذکر است نیروی اکتیو عضلات نیز در این



شکل ۲- نمایی از ستون فقرات^(۳)

عکسبرداری سی‌تی‌اسکن فرد ۳۰ ساله با قد ۱۷۸ و وزن ۸۲ کیلوگرم به عنوان بهترین انتخاب برای پایه مدل‌سازی در نظر گرفته شد. شایان ذکر است فرد مورد نظر به دلیل تنگی کانال نخاعی به دستور پزشک معالج تحت تصویربرداری سی‌تی‌اسکن قرار گرفته بود و بدن وی به سبب انجام تحقیق کنونی اشعه دریافت نکرده و نیازی به ارائه گواهی رضایت این فرد وجود نداشته است. همچنین تنها تصاویر سی‌تی‌اسکن و خصوصیات فیزیولوژیکی وی در اختیار این تحقیق قرار گرفته است. کیفیت دستگاه سی‌تی‌اسکن استفاده شده ۴۲ اسلایس بود که در زمره دستگاه‌های کیفیت بالا نیست اما این کیفیت تنها در تمایز میان بافت‌های نرم و سخت مؤثر است. تصاویر حاصل از سی‌تی‌اسکن شامل ۲۹۴ تصویر بود که تمامی ناحیه ستون فقرات گردن را با برش‌های یک میلی‌متری در صفحه اکسیال پوشش می‌داد. پارامتر مهم تصاویر سی‌تی‌اسکن در این تحقیق، وجود مقاطعی هر چه نزدیکتر به هم بود. تصاویر حاصل از سی‌تی‌اسکن وارد نرم‌افزار میمیکس شد. پس از تفکیک بافت‌های استخوانی از دیگر بافت‌ها، ابرنقاط سه‌بعدی حاصل از تمامی هفت مهره گردنی به انضمام مهره اول پشتی و ناحیه پایینی جمجمه که در مجموع شامل ۴۱۱۲۶۲ نقطه بود از این نرم‌افزار استخراج شد.

ابرنقاط حاصله وارد نرم‌افزار ژئوماژیک استودیو شد و پس از چند اصلاح، مجموع ابرنقاط مذکور تبدیل به ۶۰۳۱۲۶ مش مثلثی شد که نمایانگر هندسه مهره‌ها است. در این مرحله فرآیند اصلی برای به دست آوردن هندسه ستون فقرات گردنی آغاز شد. صفحات سجیتال، فرونتال و اکسیال به ترتیب بر صفحات استاندارد X-Z، Y-Z و X-Y منطبق شدند همچنین انحراف به سمت چپ مهره‌های گردن که حاصل از چرخش نامناسب سر بود اصلاح شد. شایان ذکر است در تمامی مراحل، سطوح نیمه راست ستون فقرات و محدوده‌ای از نیمه چپ که نزدیک به صفحه سجیتال بود، اصلاح شد و در نهایت نیمه چپ تمامی مدل‌ها با قرینه کردن نیمه راست نسبت به صفحه سجیتال ایجاد شدند. تحلیل‌ها شامل اندازه‌گیری بازه حرکتی مهره‌ها نسبت به یکدیگر در مدل جزئی ستون فقرات، برای صحت‌گذاری مدل و اعمال بارگذاری ناشی از تنگی کانال نخاعی است. نتایج تنش برای بافت‌ها و نتایج تغییرات شتاب و جابجایی برای مرکز جرم جمجمه و مراکز جرم مهره‌ها ارائه شده است.

در تحلیل عمل لامینوپلاستی با ایجاد لولایی بر روی لایه لامینا، فضای کانال نخاعی را باز می‌کند. با کمک یک قطعه فلزی بر روی شکاف موجود در قسمت باز شده ستون فقرات پلی زده می‌شود. از این طریق فشار وارد بر نخاع کاهش می‌یابد (شکل ۳). برای تحلیل مدل کنونی کلیه درجات آزادی مرکز جرم مهره T1 در طول زمان تحلیل بسته شده و شتاب ارائه شده در راستای محور افقی به مرکز جرم همین مهره وارد می‌شود.

برای تحلیل عمل لامینوپلاستی ابتدا تمامی مدل تحت بارگذاری ارائه شده در بالا قرار گرفت که پس از چند مرحله رفع خطاها، نرم‌افزار در اوایل زمان تحلیل خطایی را با عنوان خطای کد 1 به عنوان خطای داخلی نرم‌افزار ارائه می‌داد و تحلیل متوقف می‌شد. با بررسی این خطا مشخص شد که خطای مذکور در اکثر موارد ناشی از کمبودهای

اجزای محدود را در تسهیل فن‌آوری‌های تشخیص، درمان و پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات گردنی بسنجد و همچنین نقش آن در ارتقاء استانداردسازی جراحی و کاهش عوارض در بیماران را مشخص کند.

شبهه‌سازی و مدل‌سازی اجزای محدود به عنوان ابزاری مناسب مطرح است. شبهه‌سازی‌های اجزای محدود قابلیت تکرارپذیری دارند و نیز بهینه‌سازی طرح محصولات یا جزئیات دقیق بر اساس این روش قابلیت اجرایی دارد^(۱۲).

هدف اصلی این تحقیق استخراج مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی سازی شده بیماران است تا به کمک آن بتوان به پیش‌بینی بیومکانیک ستون فقرات گردنی بیماران بعد از عمل لامینوپلاستی پرداخت. به همین منظور ابتدا، مدل هندسی پارامتری شخصی سازی شده بر پایه شازده پارامتر آناتومیکی ساخته می‌شود که از تصاویر رادیوگرافی بیمار استخراج شده‌اند. از جمله تفاوت و امتیازهای این تحقیق نسبت به کارهای پیشین بیومکانیکی، مدل‌سازی با استفاده از عکس‌های رادیوگرافی در دو نمای قدامی- خلفی و جانبی بوده است که نسبت به مدل‌های دقیق بسیار سریعتر و با دقت مناسبی قابل به‌روزرسانی نسبت به پارامترهای آناتومیکی هر بیمار است.

روشی پژوهش

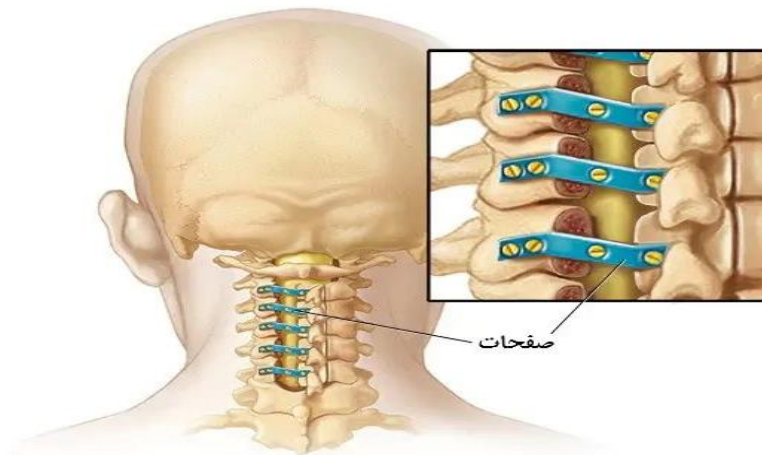
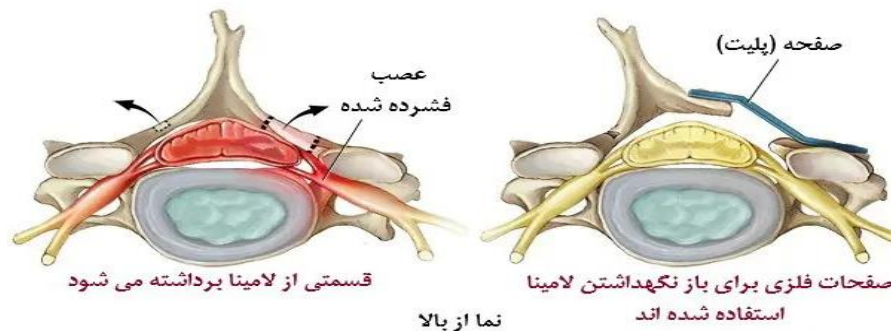
در این مطالعه به منظور افزایش دقت مدل‌سازی تمام ابعاد آناتومیکی به طور مستقیم از عکس رادیوگرافی هر شخص استخراج شد و در طراحی و تحلیل هر بخش به صورت مجزا از نرم‌افزارهای مطرح شده استفاده شده است.

در تحقیق کنونی هندسه مهره‌های ستون فقرات گردنی با استفاده از تصاویر عکسبرداری سی‌تی فردی مورد مطالعه به دست آمد. سپس با استفاده از سطوح مهره‌ها، بافت‌های نرم بین مهره‌ای مدل‌سازی شد. سپس مدل وارد نرم‌افزار اجزای محدود شده و پس از اضافه کردن رباط‌ها و عضلات به مهره‌های مونتاژ شده، فرآیند شبکه‌بندی^۲ و همسانی مدل در نرم‌افزار صورت گرفت. در این تحقیق از نرم‌افزار میمیکس (mimics 2012) برای تجمیع تصاویر عکسبرداری دوبعدی سی‌تی و تبدیل آن به ابرنقاط و اصلاحات اولیه ابرنقاط استفاده شده است. نرم‌افزار مورد استفاده برای اصلاح، سطح‌سازی و در نهایت ایجاد مدل‌های سه‌بعدی ژئوماژیک استودیو (Geomagic Studio 2012) بود. پس از مدل‌سازی تمامی بافت‌های گردن، مدل وارد نرم‌افزار المان محدود آباکوس (Abaqus 2012) شد و در این نرم‌افزار فرآیند شبهه‌سازی و تحلیل ستون فقرات گردن صورت پذیرفت.

ابتدا با در نظر داشتن سن، جنس، قد و وزن فردهای مورد مطالعه و مدل‌های استفاده شده در مطالعات پیشین، که مطابق با صدک ۵۰ درصد مردان بود،

با هدف یافتن تصاویر سی‌تی‌اسکن مرد ۲۵ ساله‌ای با قد حدود ۱۷۰ سانتی‌متر و وزن حدود ۷۰ کیلوگرم، طی جستجوی میدانی در چند بیمارستان، در نهایت در بیمارستان حضرت رسول اکرم^(ص) تهران تصاویر

لامینوپلاستی



شکل ۳- نحوه عمل لامینوپلاستی

زمان $5/32$ ثانیه به بیشترین حد باز شدن خود می‌رسد. پس از آن، در حدود زمان $5/2$ ثانیه انرژی جنبشی سیستم کم می‌شود و گردن تقریباً در حالت عادی خود قرار می‌گیرد.

شتاب وارد شده به مهره‌ها و مجموعه از نتایج قابل توجه است. شکل ۵ شتاب مرکز جرم مجموعه و شکل ۶ شتاب مراکز جرم مهره‌ها را در راستای محور X نشان می‌دهد. بیشترین شتاب وارد شده به مرکز جرم مجموعه در باز شدن برابر با $17/24g$ است که در زمان 67 میلی‌ثانیه ($0/067$ ثانیه) رخ می‌دهد.

دیسک‌ها در حالت خم‌کردن گردن در ناحیه جلوی خود دچار فشردگی و در قسمت عقب خود دچار کشیدگی می‌شوند و در حالت باز شدن، این رخداد به صورت معکوس پیش می‌آید. در نتیجه مهره‌ها نسبت به یکدیگر دوران خواهند کرد که از مجموع همین دوران‌ها خم‌کردن یا باز شدن کلی گردن حاصل می‌شود.

تمامی بافت‌های نرم شامل غضروف، دیسک‌ها، اندپلیت‌های غضروفی، هسته دیسک‌ها و آنالوس پولپوس در طول تحلیل متحمل تنش می‌شوند. در ادامه، به میزان و نحوه توزیع تنش درون این بافت‌ها می‌پردازیم.

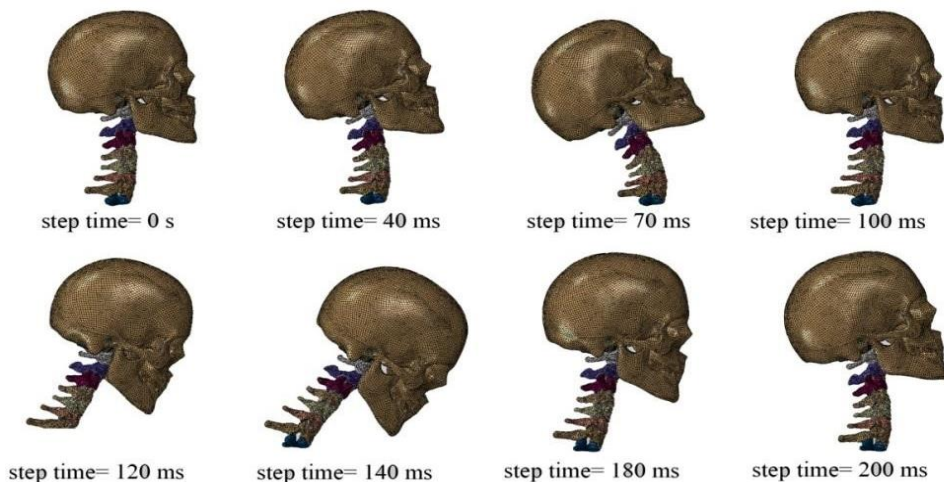
تقریباً در تمام طول زمان تحلیل بیشترین تنش در میان غضروف‌های مفصل فاست در غضروف‌های فاست C71 قرار دارد که مقدار آن در

سخت‌افزاری یا مغایرت‌های کدنویسی داخلی نرم‌افزار است که می‌تواند ناشی از کُد باز نبودن نرم‌افزار باشد. همین دلیل منجر به ساده‌سازی‌هایی در هندسه و تعریف خواص مواد شد. عضلات و رباط‌ها از مدل حذف شد، خاصیت ویسکوالاستیک غضروف‌های فاست تعریف نشد و الاستیسیته الیاف دیسک از حالت غیرخطی به خطی تغییر داده شد. در جدول (۱) خواص غضروف‌های فاست و الیاف دیسک دیده می‌شود.

در ضمن با توجه به حذف عضلات و رباط‌ها و به سبب آن، کاهش استقامت سیستم در برابر بارگذاری‌های کششی، مقدار جرم سر (به میزان 1200 گرم) حدود یک سوم حالت واقعی لحاظ و در طول ستون فقرات توزیع شد. در ادامه به ارائه اثرات تنش و کرنش حاصل از شتاب اعمال شده بر بافت‌های مختلف، شتاب مراکز جرم مجموعه و مهره‌ها، پروفیل حرکت مجموعه در مدت عمل لامینوپلاستی، میزان حرکت نسبی مهره‌ها نسبت به یکدیگر و غیره می‌پردازیم.

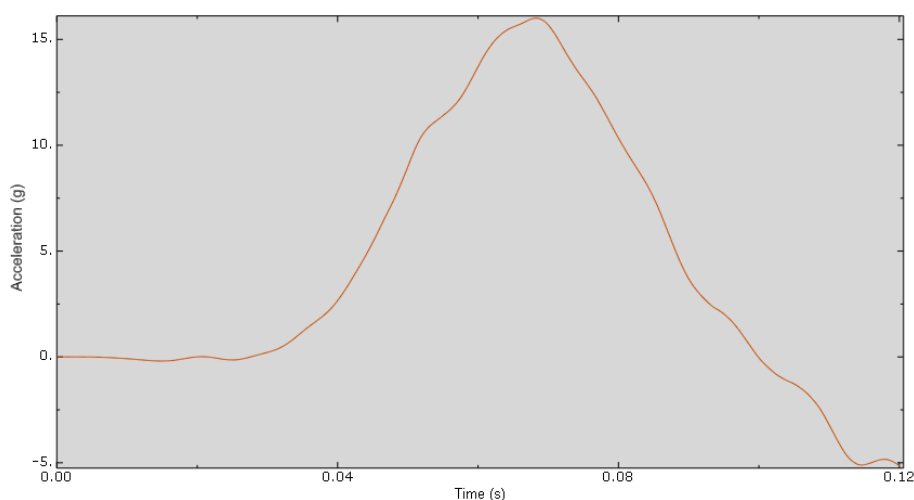
نتایج

پاسخ حرکتی ستون فقرات گردنی و مجموعه به صورت تصویری در شکل ۴ نشان داده شده است. ستون فقرات گردنی در زمان $5/7$ ثانیه (پنج ثانیه و هفت دهم ثانیه) به بیشترین حالت خم‌کردن خود می‌رسد و پس از آن سرعت مجموعه نسبت به مهره T1 مثبت می‌شود و در



شکل ۴- حرکت تصویری ستون فقرات گردنی و جمجمه

جدول (۱): خواص تغییر داده شده برای تحلیل تصادف			
$\theta = 0.49$	E=9.9453MPa	الاستیک خطی	غضروف های فاست
$\theta = 0.49$	E=450MPa	الاستیک خطی	الیاف ماتریس
Area per bar= 0.0112155	Bar distance: 0.23	Layer thickness= 0.17	



شکل ۵- شتاب مرکز جمجمه در راستای محور X

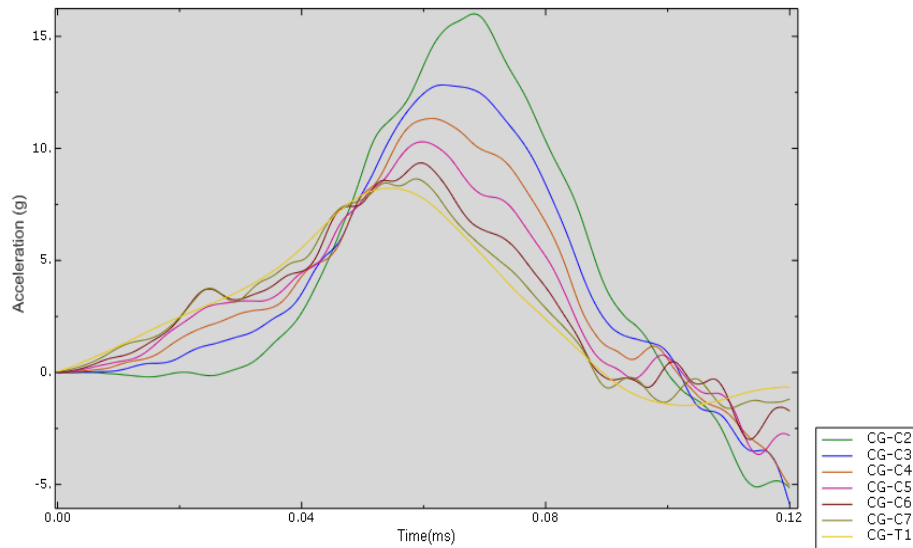
هسته دیسک‌ها نیز شرایط مشابهی با آنالوس پولپوس دارند. یعنی توزیع تنش در آنها به گونه‌ای است که در هر لحظه از تحلیل هر چه از دیسک پایینی به سمت دیسک‌های بالاتر می‌رویم از مقدار تنش کاسته می‌شود.

بحث

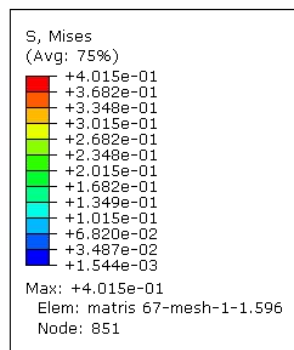
در مطالعات انجام شده تا کنون^(۱۰ تا ۱۶)، به دلیل مشکلات متعدد ناشی از تعداد بالای بافت‌ها، پیچیدگی‌های مدل‌سازی و هزینه بالای محاسباتی مدل‌های کامل ستون فقرات گردن، این گونه مدل‌ها کمتر به صورت

زمان ۸۲ میلی‌ثانیه به بیشترین حد خود یعنی ۵۷۰۰ کیلوپاسکال می‌رسد.

دیسک‌ها حین خم و باز شدن امکان دوران مهره‌ها را نسبت به یکدیگر فراهم می‌کنند که نوع طراحی دیسک‌ها برای همین کارکرد مناسب است. بیشترین تنش آنالوس پولپوس در هنگام خم کردن، ۲۵۵ کیلوپاسکال است که در دیسک بین مهره‌های C6-C7 رخ می‌دهد. به طور کلی تنش‌های دیسک‌های بالایی نسبت به تنش‌های دیسک‌های پایینی مقدار کمتری است. شکل ۷ توزیع تنش را در تمامی دیسک‌ها نشان می‌دهد.



شکل ۶- شتاب مرکز جرم مهره‌ها در راستای محور X



Step: Step-1
 Increment: 367272; Step Time = 8.5000E-02
 Primary Var: S, Mises
 Deformed Var: U Deformation Scale Factor: +1.000e+00

شکل ۷ - توزیع تنش دیسک‌ها

تفاوت امتیازهای این تحقیق نسبت به کارهای پیشین بیومکانیکی، مدل‌سازی با استفاده از عکس‌های رادیوگرافی در دو نمای قدامی- خلفی و جانبی بوده است که نسبت به مدل‌های دقیق بسیار سریعتر و با دقت مناسبی قابل به‌روزرسانی نسبت به پارامترهای آناتومیکی هر بیمار است.

سپس سعی شد تا با توجه به تحلیل‌های در نظر گرفته شده برای پژوهش کنونی خواص مواد برای بافت‌های مختلف تعریف و اعمال شود که در این میان خواص هایپروالاستیک و ویسکوالاستیک به دلیل بافت‌های موجود زنده از اهمیت ویژه‌ای برخوردار بودند. اما در نهایت به دلیل محدودیت‌های نرم‌افزاری و زمان، در مرحله تحلیل، ساده‌سازی‌های بیشتری نسبت به مدل ایجاد شده در نظر گرفته شد. در ادامه این بخش نتایج به دست آمده در تحلیل‌ها را بررسی کرده و

المان محدود وجود دارند و اکثر مطالعات مدل‌سازی‌های کامل ستون فقرات گردنی مشمول مدل‌های چندپیکره می‌باشند.

در پژوهش کنونی یک مدل اجزاء محدود عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات کامل گردنی متشکل از تمامی بافت‌های مؤثر در عملکرد مکانیکی ستون فقرات گردنی ایجاد شد. با توجه به اینکه در اکثر مطالعات پیشین مدل‌های کامل ستون فقرات گردنی توسعه داده شده به لحاظ هندسی دارای نقص‌هایی بودند که در نهایت و به ناگزیر پاسخ مدل را در تحلیل‌ها دچار خطا می‌کردند؛ از همین رو در پژوهش کنونی سعی شد تا ایجاد مدل هندسی در مدل‌سازی بافت‌های حجمی و همچنین در مدل‌سازی رباط‌ها و عضلات با دقت بسیار بالا صورت پذیرد تا بستری مناسب برای مطالعات آتی پیرامون خواص مواد و رفتار بافت‌ها به دور از بیم مشکلات هندسی مدل ایجاد شود. ازجمله

نظر گرفته شود که از شتاب و خروجی‌های دیگر مجموعه در تحلیل ستون فقرات گردنی برای مطالعه بافت‌های درون مجموعه استفاده شود. با توجه به مدل‌سازی انجام شده امکان بررسی تأثیر مفاصل لوشکا در بارگذاری‌های مختلف وجود دارد که تا کنون مطالعات بسیار کمی پیرامون آن انجام شده است. با استفاده از تغییر دیسک‌های طبیعی با مدل دیسک‌های مصنوعی، مقید شدن دو یا چند مهره نسبت به یکدیگر مطابق با اقدامات درمانی جراحی بر روی ستون فقرات گردنی و موارد مشابه می‌توان تأثیر موارد مذکور را در نحوه عملکرد ستون فقرات گردنی تحت بارگذاری‌های مختلف بررسی کرد.

منابع

- Panzer M. Numerical modelling of the human cervical spine in frontal impact [Internet]. University of Waterloo; 2006. Available from: <https://uwspace.uwaterloo.ca/handle/10012/2865>.
- Fice JB. Numerical modeling of whiplash injury [Internet]. University of Waterloo; 2010. Available from: <https://uwspace.uwaterloo.ca/handle/10012/5636>.
- Langtree IC. Human spine and spinal cord C1 to S5 vertebra [Internet]. Disabled World. 2017. Available from: <https://www.disabled-world.com/disability/types/spinal/spine-picture.php>.
- Ahn H. A virtual model of the human cervical spine for physics-based simulation and applications [Internet]. University of Tennessee Health Science Center; 2017. Available from: <http://dx.doi.org/10.21007/etd.cghs.2005.0008>.
- Fathollahi H. Multi-body dynamic analysis of cervical spine for helicopter pilots [Internet]. 2021. Available from: <http://dx.doi.org/10.32920/ryerson.14663169.v1>.
- Liu Y-CDXL. Modeling of the Human Cervical Spine Using Finite Element Techniques [Internet]. Sae.org. 1999. Available from: <http://dx.doi.org/10.4271/1999-01-1310>.
- Defense technical information center [Internet]. Dtic.mil. [cited 2024 Jul 7]. Available from: <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA284358>.
- J. Thunnissen, J. Wismans, C. L. Ewing, D. J. Thomas. Human Volunteer Head-Neck Response in Frontal Flexion: A New Analysis [Internet]. Sae.org. 1995. Available from: <http://dx.doi.org/10.4271/952721>.
- Holzappel GA, Schulze-Bauer CAJ, Feigl G, Regitnig P. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. Biomech Model Mechanobiol [Internet]. 2005 [cited 2024 Jul 7];3(3):125-40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-004-0053-8>.
- Devin Leahy P, Puttlitz CM. The effects of ligamentous injury in the human lower cervical spine. J Biomech [Internet]. 2012 [cited 2024 Jul 7];45(15):2668-72. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.012>.
- Alizadeh MH. Epidemiology of head, neck and torso injuries in taekwondo, karate and judo. Feyz Medical Sciences Journal 2012 [Internet]. 2012;16(4):368-85. Available from: <https://feyz.kaums.ac.ir/article-1-1561-en.html>.
- Nikkhoo M. Analysis of the Effects of Trauma on the Biomechanical Behavior of the Cervical Spine Based on Finite Element Modeling. IRANIAN JOURNAL OF ORTHOPAEDIC SURGERY [Internet]. 2021; Available from: <https://www.sid.ir/paper/1010859/en>.

در انتها پیشنهادهایی برای کارهای آتی ارائه خواهد شد. با توجه به اینکه تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی لازم بود تا مدل در راستای خم‌کردن و باز شدن صحنه‌گذاری شود بنابراین در صورتی که بارگذاری به مدل خارج از صفحه سجیتال میانی باشد باید به تناسب صحنه‌گذاری در جهت دیگر نیز انجام گیرد. صحنه‌گذاری پاسخ حرکتی دیسک برای دیسک بین مهره‌ای دوم و سوم انجام گرفت و با توجه به ساختار و روند یکسان در طراحی دیسک‌های بین مهره‌ای از به دست آوردن پاسخ‌های حرکتی سایر دیسک‌ها صرف نظر شد. انطباق خوب بازه حرکتی در اعمال گشتاور در جهت باز شدن را می‌توان به دلیل طراحی صحیح مفاصل فاست و در نظر گرفتن فاصله مناسب دو غضروف فاست از یکدیگر و نحوه درگیری آنها در مدل کنونی دانست.

بیشترین مقدار شتاب مرکز جرم مهره‌ها از پایینترین مهره تا بالاترین مهره به دلیل افزایش فاصله مرکز جرم مهره‌ها از مهره T1 به ترتیب افزایش دارد و به همان ترتیب با یک اختلاف زمانی کوتاه یعنی حدود ۳۲ میلی ثانیه که ناشی از تغییر شکل دیسک است از پایین‌ترین مهره یعنی T1 به بالاترین مهره یعنی C2 می‌رسد. همان‌طور که در بالا اشاره شد شتاب مهره‌هایی بالایی بیشتر از شتاب مهره‌های پایینی است که همین موضوع نشان از افزایش نیروی اعمالی به دیسک‌های پایینی دارد، بنابر این تغییر شکل دیسک‌ها و دوران مهره‌ها نسبت به یکدیگر در پایین ستون فقرات نسبت به دوران نسبی مهره‌های بالایی باید بیشتر باشد. انجام لامینوپلاستی ممکن است در بیماران مبتلا به میلوپاتی و همچنین اسپوندیلوز چند سطحی مانند تنگی مادرزادی اندیکاسیون داشته باشد. هنگامی که تنگی نخاع شدید است، علائم مختلفی ممکن است ایجاد شود که شامل درد، ضعف در بازوها و/یا پاها و بی‌ثباتی در راه رفتن (میلوپاتی) می‌شود.

در حالت طبیعی بدن انسان، وظیفه اصلی تحمل وزن سر و مستهلک کردن انرژی‌های ناشی از بارهای فشاری به عهده هسته دیسک است. در طول تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی نیز اگرچه از اثرات وزن چشم‌پوشی شده اما جرم‌های بافت‌های ستون فقرات و مجموعه در راستای محور Z منتج به اعمال بار فشاری بر دیسک‌ها شده است که این بار فشاری به ترتیبی کاملاً محسوس از بالا به سمت پایین افزایش می‌یابد. نکته قابل ذکر دیگر برای هسته دیسک‌ها تأثیر قابل توجه خاصیت ویسکوالاستیک است. مدول الاستیسیته برای هسته دیسک حدود ۱۲ کیلوپاسکال تعریف و اعمال شده که نسبت به خواص بافت‌های نرم دیگر مقدار به نسبت پایینی است اما به دلیل آنکه در تحلیل عمل لامینوپلاستی در بیومکانیک ستون فقرات گردنی نرخ کرنش در اکثر بافت‌ها از جمله هسته دیسک بالا است در عین حال که هسته‌های دیسک دچار تغییر شکل‌های شدیدی نشدند اما تنش‌هایی در حدود ۲۰ مگاپاسکال را تحمل کردند. پیشنهاد می‌شود در ادامه این پژوهش، برای مطالعات آتی، همان‌طور که برای ورودی شتاب مهره اول سینه‌ای، در مطالعه کنونی از مطالعه دیگری که آن را مورد پژوهش قرار داده بود استفاده شد، این امکان در