

مدل سازی و صحه‌گذاری اجزاء محدود پارامتری شخصی سازی شده ستون فقرات کمری بر اساس اطلاعات آناتومیکی بیماران

خلاصه

پیش زمینه: کمردرد یکی از شایع ترین بیماری‌هایی است که شخص را نیازمند مداخله پزشکی می‌کند. از آن رو که جراحی آخرین راه درمان است، پیش بینی برنامه‌ریزی روند انجام جراحی مفید و تا حدی ضروری به نظر می‌رسد، که لازمه آن در قدم اول داشتن مدل بیومکانیکی صحه‌گذاری شده براساس اطلاعات آناتومیکی ستون فقرات بیمار است. با وجود پیشرفت بسیار در این زمینه همچنان نیاز به مدلی که هم بتواند پارامترهای آناتومیکی مهم را در برگیرد و هم از نظر کاربرد کلینیکی قابل استفاده باشد، احساس می‌شود.

مواد و روش‌ها: هدف این مقاله توسعه مدل اجزاء محدود شخصی سازی شده ستون فقرات کمری با تعداد ۲۳ پارامتر آناتومیکی است. داده‌های اولیه از عکس رادیولوژی میانگین افراد سالم استخراج شده و در نرم‌افزار کتیا طراحی شده است. سپس مدل دقیق اجزاء محدود در نرم‌افزار آباکوس تهیه گردیده است و نتایج محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی در حرکات فلکشن، اکستنشن و خم شدن به چپ و راست با نتایج مطالعه تجربی موجود در ادبیات تحقیق صحه‌گذاری شده است.

یافته‌ها: به منظور مشاهده کاربرد مدل پارامتری شخصی سازی شده از ستون فقرات کمری، مدلی از یک بیمار پس از جراحی فیوژن ناحیه کمری ارائه شد و نتایج محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی و فشار می اندیسی با مدل سالم مقایسه گردید.

نتیجه گیری: باتوجه به اینکه نتایج قابل قبولی در هر مرحله مشاهده گردید، می‌توان با داشتن مدل پارامتری شخصی سازی شده و گسترش مدل برای هر بیمار، به پیش بینی نتیجه عمل جراحی فیوژن و مقایسه نتایج بیومکانیکی در صورت کمتر یا بیشتر کردن سطوح فیوژن پرداخت که می‌تواند گام موثری در کلینیک باشد.

واژه‌های کلیدی: ستون فقرات، مدل اجزاء محدود، مکانیک، عمل فیوژن، مدل شخصی سازی شده

دریافت مقاله: ۶ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: ۱ ماه قبل از چاپ

زهرا خوز، محمد نیکخو،**چی سیو چنگ

مقدمه

کمردرد یکی از شایع ترین بیماری‌هایی است که شخص را نیازمند مداخله پزشکی می‌کند. به دلیل شیوع بالا کمردرد، خصوصاً بین قشر فعال جامعه، این عارضه تأثیر زیادی بر بار اقتصادی جامعه و مراقبت‌های بهداشتی دارد. براساس مطالعات انجام شده شیوع کمردرد بین ۲۰ تا ۳۰ درصد از جمعیت عمومی است و در میانگین سنی ۴۵ تا ۶۵ سال این ریسک افزایش می‌یابد. در بین جمعیت آمریکایی کمردرد بین ۵۰ دلیل شایعی است که شخص نیاز به مراقبت بهداشتی درمانی پیدا می‌کند و سالانه ۳۰ تا ۵۰ میلیارد دلار هزینه درمان می‌شود^(۱). پس از درمان‌های اولیه‌ای که برای کمردرد صورت می‌گیرد، عمل فیوژن از جمله مداخلات درمانی هزینه بر برای این بیماری است^(۲).

گرچه هنوز بر روی بهترین درمان برای بیماری دژنراتیو ستون فقرات کمری اختلاف نظر وجود دارد، برداشتن فشار از کمپارتمان^۱ خلفی، فیکس کردن و فیوژن مهم ترین گزینه‌های جراحی برای این بیماران است. پیچ کردن مهره و فیوژن خلفی سال‌های زیادی است که استفاده می‌شود و براساس گزارش‌های دریافتی نتایج بالینی خوبی داشته است^(۳).

*کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
**دکتری تخصصی مهندسی مکانیک، استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
***دکتری تخصصی مهندسی پزشکی، دانشیار، گروه فیزیوتراپی و توانبخشی، دانشگاه چنگ گنگ (Chang Gung University)، تائویان، تایوان.
*نشانی نویسنده رابط:
تهران، انتهای بزرگراه شهید ستاری، میدان دانشگاه، بلوار شهدای حصارک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، دانشکده علوم و فناوری‌های پزشکی، گروه مهندسی پزشکی

Email:
m_nikkhoo@hotmail.com

مواد و روش‌ها

مدل‌سازی پارامتری مدل سالم و صحنه‌گذاری آن

به منظور مدل‌سازی پارامتری ستون فقرات ناحیه کمری مدل سالم، تعداد ۲۳ پارامتر از ابعاد آناتومیکی مهم یک مرد سالم ۲۰ ساله به شرح جدول ۱ مشخص گردید. مقادیر عددی پارامترها از عکس رادیولوژی فرد سالم گرفته شده و به‌عنوان ورودی داده‌های نرم افزار کتیا^(۶) در فایل اکسل به‌صورت جدول تنظیم گردید. در طراحی ستون فقرات کمری و ناحیه خاجی در نرم افزار کتیا به‌منظور تفکیک خواص و مدل‌سازی دقیق‌تر دو قطعه مجزا برای مهره (متراکم و اسفنجی) و دو بخش مجزا برای دیسک (آنالوس فیبروزوس^۲ و نوکلئوس پولپوزوس^۳) در نظر گرفته شد (شکل ۱)، که در نهایت مجموعاً ۲۲ قطعه در محیط مونتاژ مدل در کنار هم قرار گرفت.

جدول ۱- تعداد پارامترهای آناتومیکی در طراحی ستون فقرات کمری

تعداد پارامتر	ناحیه
۵	بدنه مهره
۶	زائده مفصلی
۱	زائده خاری
۲	زائده عرضی
۵	تیغه، پایه و سوارخ مهره‌ای
۲	دیسک بین مهره‌ای
۲	ناحیه خاجی

مدل سه‌بعدی هندسی استخراج شده از نرم افزار کتیا جهت مش‌بندی منظم و افزودن لیگامان‌های طولی قدامی، طولی خلفی، زرد، بین خاری، فوق خاری و بین عرضی، طبق جدول ۲ و همچنین فیبرهای کلاژن جهت شبکه‌بندی مدل وارد نرم افزار هایپر مش^(۷) شد.

جدول ۲- تعداد لیگامان‌های بین مهره‌ای در ناحیه کمری

تعداد لیگامان	ناحیه
۳	طول قدامی
۳	طول خلفی
۳	زرد
۴	بین خاری
۲	فوق خاری
۴	بین عرضی
۶	کیسولی

مدل شبکه‌بندی شده جهت تعریف خواص، قیود هندسی و تماسی و همچنین بارگذاری و تحلیل نهایی وارد نرم‌افزار

تعداد عمل‌های فیوژن به‌طرز چشمگیری در چند دهه اخیر افزایش یافته است. عوارض این عمل نیز در طول زمان بیشتر شده، به‌طوری که گزارش نیاز به عمل مجدد بالا رفته است. نرخ شکست عمل جراحی برای درمان یک سطح ستون فقرات کمری ۹٪ تا ۳۶٪ و برای درمان چند سطح بیشتر از این مقدار است. بالای ۶۵٪ عمل‌های مجدد به‌دلیل عوارض ناشی از ابزارهای استفاده شده یا آرتروز کاذب است^(۳).

هم‌اکنون اکثر جراحان عمل فیوژن را بدون پیش‌بینی نتیجه عمل از لحاظ بیومکانیکی انجام می‌دهند. جراحان پیش‌بینی دقیق و کمی از محدوده حرکتی ستون فقرات کمری پس از عمل و همچنین تعداد سطوحی که نیازمند فیوژن هستند را ندارند. در مدل‌سازی ستون فقرات کمری ارائه مدلی شخصی‌سازی شده براساس پارامترهای آناتومیکی در کاربردهای کلینیکی بسیار حائز اهمیت است. آنالیز اجزاء محدود^۱ از معمول‌ترین روش‌هایی است که در مطالعه بیومکانیک ستون فقرات کمری انسان استفاده می‌شود. آنالیز اجزاء محدود هزینه کمتر و راندمان بالاتری در مقایسه با تست‌های آزمایشگاهی *in-vivo* و *in-vitro* دارد^(۴). مدل‌های ارائه شده تاکنون غالباً براساس میانگینی از ابعاد بوده و با توجه به محدوده وسیع آناتومی بیماران و تأثیر قابل‌توجه آن در نتایج، استفاده مستقیم مدل در کلینیکی امکان‌پذیر نیست^(۵). همچنین در راستای کاربرد مدل در مطالعات کلینیکی نیاز به مدلی که علاوه بر پوشش دادن جزئیات کلینیکی به‌صورت شخصی‌سازی شده برای هر بیمار باشد، احساس می‌شود.

کاربرد مدل ارائه شده در مباحث کلینیکی بوده و این امکان را برای جراحان فراهم می‌کند که در کمترین زمان ممکن با به‌روزرسانی مدل براساس اطلاعات هر بیمار پیش از عمل جراحی، براساس اطلاعاتی نظیر فشار میان دیسکی و چرخش بین مهره‌ای پیش‌بینی از نتیجه عمل جراحی داشته باشند. با کمک چنین مدل شخصی‌سازی شده‌ای می‌توان به بررسی نتایج عمل‌های جراحی مختلف پرداخت و ارزیابی کلینیکی نتایج را قبل از طرح‌ریزی عمل جراحی مورد بررسی قرار داد. در نهایت در غالب یک جمع‌بندی می‌توان گفت هدف این مقاله در قدم اول ارائه مدل ستون فقرات کمری شخصی‌سازی شده براساس پارامترهای مهم آناتومیکی و صحنه‌گذاری آن و در قدم دوم تحلیل مدل برای یک بیمار قبل و بعد از عمل جراحی فیوژن به جهت ارائه کاربرد مدل می‌باشد. ابعاد مدل طبق پارامترهای مهم آناتومیکی تعیین شده برای هر بیمار از عکس رادیولوژی استخراج می‌شود.

2 Annulus Fibrosus
3 Nucleus Pulposus
4 Hypermesh

1 Finite Element Analysis

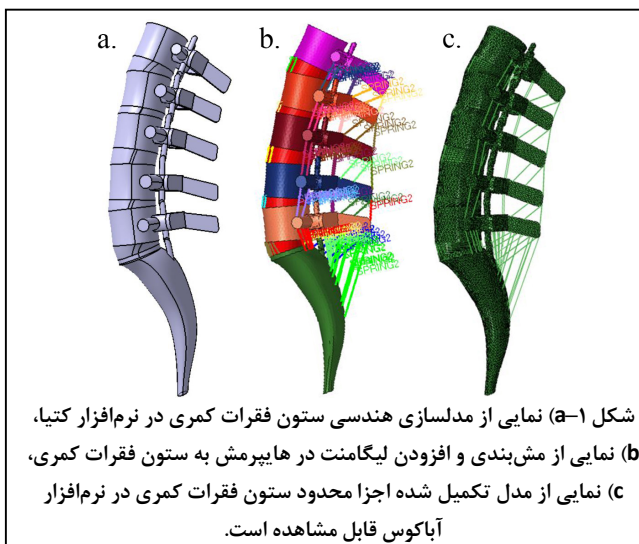
انتهایی دیسک یک صفحه از المان‌های آنالوس جدا گردید. فیبرهای کلاژن روی این صفحه‌ها با فاصله هر کدام یک میلی‌متر در نظر گرفته شد و مساحت سطح مقطع هر فایبر با توجه به حجم آنالوس و ارتفاع دیسک محاسبه گردید^(۱۰).

آباکوس^(۸) شد. خواص و هم‌چنین مساحت سطح مقطع مربوط به لیگامان‌ها مطابق جدول ۳ وارد شد. خواص کلاژن مطابق مطالعات گذشته^(۹) در نظر گرفته شد و به منظور مدل‌سازی فیبرهای ناحیه آنالوس به ازای هر زاویه ۳۵ و ۳۵- نسبت به لبه

جدول ۳- خواص مکانیکی مربوط به مدل‌سازی اجزا مختلف ستون فقرات کمری در نرم‌افزار آباکوس					
مرجع	تعداد المان	سطح مقطع*	خواص مکانیکی*	رفتار مکانیکی	اجزا ستون فقرات کمری
(11)	۶۰۲۵۲	-	$0.3, v=12000E=$	الاستیک	اجزا ستون فقرات کمری
(12)					استخوان متراکم بدنه
(13)	۱۰۸۴۶	-	$0.25, v=200E=$	الاستیک	استخوان اسفنجی بدنه
(14)					
(15)	۷۶۸۰	-	$0.18C10=$ $0.45C01=$	هایپرالاستیک (مونی ریولین)	آنالوس فیبروزوس
(13)	۷۷۶	-	$0.12C10=$ $0.30C01=$	هایپرالاستیک (مونی ریولین)	نوکلئوس پولپوزوس
(16)	۶۱۵۱	-	$0.3, v=11000E=$	الاستیک	پیچ و راد
(17)	۲۵۰۴	-	$0.4, v=360E=$	الاستیک	کیچ
(18)		۳۲/۴	$0.4, v=55/765E=$	الاستیک	لیگامان طولی قدامی
(18)		۵/۲	$0.4, v=54/433E=$	الاستیک	لیگامان طولی خلفی
(18)		۸۴/۲	$0.4, v=32494E=$	الاستیک	لیگامان زرد
(18)		۳۵/۱	$0.4, v=22336E=$	الاستیک	لیگامان بین خاری
(18)		۲۵/۲	$0.4, v=12/8E=$	الاستیک	لیگامان فوق خاری
(19)		۱۲	$0.4, v=11/5E=$	الاستیک	لیگامان بین عرضی
(18)		۴۳/۸	$0.4, v=8/6868E=$	الاستیک	لیگامان کپسولی

*واحدهای مدول الاستیک (E) مگاپاسکال و مساحت مقطع میلی‌متر مربع می‌باشند.

تکمیل شرایط مرزی، درجه آزادی ناحیه خاجی در کلیه جهات صفر در نظر گرفته شد. مدل نهایی با تحلیل استاتیکی در بارگذاری‌های مختلف محاسبه گردید و نتایج برای چرخش بین مهره‌ای در هر تحلیل در غالب مجموعه‌ای از اعداد به صورت مجزا در نرم‌افزار اکسل به عنوان خروجی گرفته شد. مدل نهایی در پایان تغییرات در هر نرم‌افزار مطابق شکل ۱ بوده است.



قیود تماسی بین قسمت متراکم و اسفنجی بدنه مهره، قسمت آنالوس فیبروزوس و نوکلئوس پولپوزوس دیسک و هم‌چنین سطوح بین مهره‌ها و دیسک بین‌مهره‌ای تعریف گردید. سطح فست فوقانی و تحتانی در راستای مماسی، سطوح بدون اصطکاک در نظر گرفته شد و در راستای نرمال از روش نمایی استفاده گردید، به طوری که در فاصله ۰/۵ میلی‌متر بین فست‌ها فشار مابین ۱۰۰ مگاپاسکال باشد. جهت بررسی صحت مدل نیروی گشتاوری معادل ۱۰ نیوتن متر جهت مدل‌سازی حرکت خم شدن جانبی^۱ و خم شدن به جلو^۲ و خم شدن به عقب^۳ در جهت مشخص روی صفحه فوقانی مهره اول وارد شد. هم‌چنین جهت شبیه‌سازی نیروی وزن انسان و شبیه‌سازی نیروهای ماهیچه‌ای در راستای محوری ستون فقرات، از روش فالور لود^۴ با مقادیر ۵۰۰ نیوتن برای حرکات اکستنشن و لترال بندینگ و ۱۱۷۵ نیوتن برای حرکت فلکشن در نظر گرفته شد^(۲۰).

- 1Lateral Bending
- 2Flexion
- 3Extension
- 4Follower Load

یافته‌ها

نتایج صحت‌گذاری مدل سالم

جهت اعتبارسنجی مدل سه بعدی ستون فقرات با مدل آزمایشگاهی انجام شده و صحت‌گذاری آن با مقاله پنجابی و همکاران^(۲۱) نتایج محدوده حرکت سگمنت‌های حرکتی مدل سالم طراحی شده در مقایسه با نتایج تجربی این مقاله برای حرکات فلکشن، اکستنشن، لترال بندینگ چپ و راست در شکل ۳ نشان داده شده است. و همچنین نتایج جهت صحت‌گذاری فشار میان دیسکی با نتایج عددی و تجربی^(۲۲،۲۳) در شکل ۳ نشان داده شده است. نتایج صحت‌گذاری مبین آن است که پیش‌بینی مدل همخوانی مناسبی با تست‌های آزمایشگاهی و مطالعات عددی پیشین دارد.

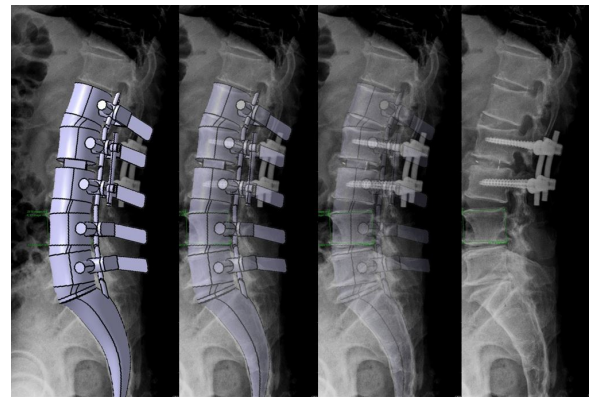
نتایج مدل پس از جراحی فیوژن

به منظور مشاهده کاربرد مدل پارامتری شخصی‌سازی شده از ستون فقرات ناحیه کمری و ناحیه خاجی، مدلی از بیمار پس از جراحی فیوژن جهت مقایسه با مدل پارامتریک سالم صحت‌گذاری شده، ارائه شد و نتایج چرخش بین مهره‌ای و فشار میان دیسکی با مدل سالم مقایسه شد (شکل ۳).

با توجه به نتایج کلی مشاهده شده مدل سه بعدی پارامتری شخصی‌سازی شده برای هر بیمار اعتبارسنجی و ارائه شده است. از نتایج قسمت اول در صحت‌گذاری مدل سالم می‌توان مشاهده کرد که رفتار مدل برای محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی در حرکات فلکشن، اکستنشن و لترال بندینگ چپ و راست در محدوده قابل قبولی از کارهای تجربی بوده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در فلکشن خصوصاً در سطح بین مهره‌ای چهارم و پنجم نمودار در پایین‌ترین حد از استاندارد تعیین شده قرار دارد. می‌توان علت این امر را در صفر در نظر گرفتن درجه آزادی کل ناحیه خاجی متصور شد. با مقایسه نتایج فشار میان‌دیسکی برای نوکلئوس دیسک بین مهره‌ای ۴ و ۵ با کارهای عددی و تجربی انجام شده، می‌توان صحت عملکرد مدل را تایید کرد. با توجه به نتایج قسمت دوم، در بررسی رفتار بیومکانیکی ستون فقرات کمری بعد از جراحی فیوژن، با توجه به نمودارهای ارائه شده در بخش نتایج، مشاهده می‌شود که نتایج محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی در محدوده قابل قبولی قرار دارد. محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی مطابق انتظار برای سطحی که در عمل فیوژن مفید شده است، برای تمامی

کاربرد مدل پارامتری در مدل‌سازی بعد از عمل فیوژن بیمار

به عنوان یکی از کاربردهای مدل صحت‌گذاری شده، در این مرحله یک بیمار از مجموعه بیمارانی که در دانشگاه چنگ گنگ مورد بررسی قرار گرفته‌اند انتخاب شده و مدل قبل و پس از جراحی فیوژن آن یک بیمار آماده گردیده است. ابعاد هندسی مدل از عکس رادیولوژی پس از عمل بیمار استخراج شد. بیمار منتخب در دیسک بین مهره‌ای ۲ و ۳ ناحیه کمری دچار کاهش ارتفاع شده و نیازمند فیوژن در این سطح بوده است. مشابه روند مدل‌سازی مدل سالم صرفاً با تغییرات پارامترهای آناتومیکی از پیش تعیین شده، برای بیمار به روزرسانی شده و روند آماده‌سازی مدل جهت تحلیل مشابه قبل تکرار شد. برای مدل‌سازی جراحی فیوژن، پیچ، راد و کیج با توجه به ابعاد برگرفته از عکس بیمار به صورت مجزا طراحی شده و در محیط نرم افزار کتیا مونتاژ شد. مدل‌سازی انجام شده دقیقاً براساس ابعاد عکس رادیولوژی یک بیمار بوده و مطابق شکل ۲ مشاهده می‌شود که هم‌پوشانی بسیار خوبی با ابعاد هندسی بیمار دارد.



شکل ۲. مقایسه هم‌پوشانی مدل هندسی ستون فقرات کمری پس از جراحی فیوژن با عکس رادیولوژی بیمار قابل مشاهده است.

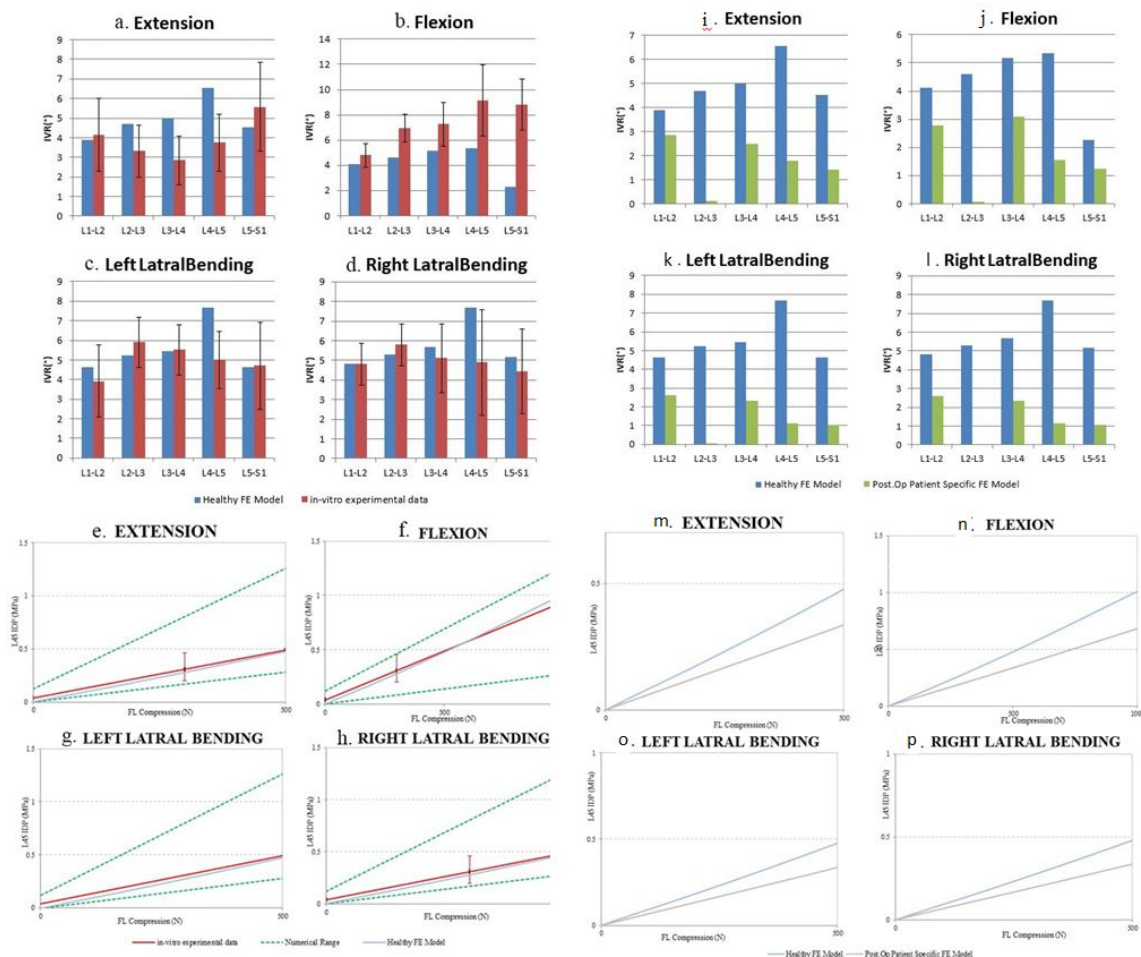
با توجه به جدول شماره ۳ خواص راد و پیچ و کیج برای مدل پس از جراحی بصورت الاستیک و با مقادیر ذکر شده در نظر گرفته شد. غالباً در عمل‌های فیوژن لیگامنت‌های قدامی حفظ شده و لیگامنت‌های خلفی حذف می‌شوند. در نتیجه به منظور مدل‌سازی دقیق‌تر، لیگامنت‌های طولی خلفی و زرد در بین سطوح مورد نظر فیوژن حذف گردیده است. مراحل بعدی شامل مدل‌سازی فیبرهای کلاژنی دیسک‌های بین مهره‌ای، تکمیل قيود تماسی و اعمال بارگذاری و شرایط مرزی کاملاً مشابه مدل سالم انجام شده و مدل‌سازی ستون فقرات ناحیه کمری بیمار پس از عمل فیوژن تکمیل گردید.

به روزرسانی در نرم افزارهای مربوطه است. در نزدیک‌ترین مدل‌سازی صورت گرفته در سال ۲۰۱۸^(۵) کلیه روند مدل‌سازی در نرم‌افزار متلب^(۳۴) انجام شده و پارامترهای ورودی غالباً به صورت میانگینی از ابعاد در نظر گرفته شده است. در حالی که در این تحقیق به منظور افزایش دقت مدل‌سازی کلیه ابعاد آناتومیکی به‌طور مستقیم از عکس رادیولوژی هر شخص استخراج شده و در طراحی و تحلیل هر بخش بصورت مجزا از نرم افزارهای مطرح در هر حوزه استفاده شده است. از دیگر تفاوت‌های این مدل‌سازی نسبت به کارهای پیشین استفاده از عکس‌های رادیولوژی در دو نمای جانبی و طرفی بوده که غالباً مدل‌سازی‌های دقیق آناتومیکی در کارهای گذشته براساس عکس سی‌تی‌اسکن بیمار انجام شده است.

حرکات نزدیک به صفر است و برای مابقی سطوح، پایین‌تر از مدل سالم قرار دارد که می‌تواند دلیلی بر کم شدن کلی محدوده چرخش بین مهره‌ای باشد. در مقایسه فشار میان دیسکی برای پس از جراحی فیوژن همان‌طور که کاهش فشار میان دیسکی انتظار می‌رفت، مشاهده می‌شود که در کلیه حرکات، مقادیر نمودار کاهش داشته و همچنان در محدوده استاندارد است.

بحث

با توجه به مطالعات پیشین در این خصوص می‌توان تفاوت‌ها و شباهت‌هایی مابین مدل ارائه شده و مدل‌های گذشته برشمرد؛ این مدل‌سازی مشابه مدل‌های ارائه شده برای هر شخص براساس تعدادی از پارامترهای آناتومیکی به عنوان ورودی قادر



شکل ۳- مقایسه محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی مدل سالم اجزا محدود با داده‌های تجربی و عددی در سطوح مختلف در حرکات (a: خم به عقب، b: خم به جلو، c: خم شدن جانبی به چپ، d: خم شدن جانبی به راست و مقایسه فشار میان دیسکی برای هسته دیسک بین مهره‌ای ۴ و ۵ در حرکات مختلف: e: خم به عقب، f: خم به جلو، g: خم شدن جانبی به چپ، h: خم شدن جانبی؛ و همچنین مقایسه محدوده حرکتی مدل اجزا محدود سالم با مدل بعد از عمل فیوژن حرکات مختلف: i: خم به عقب، j: خم به جلو، k: خم شدن جانبی به چپ، l: خم شدن جانبی به راست و مقایسه فشار میان دیسکی مدل اجزا محدود سالم با مدل پس از جراحی فیوژن برای هسته دیسک بین مهره‌ای ۴ و ۵ در حرکات مختلف: m: خم شدن به عقب، n: خم شدن به جلو، o: خم شدن جانبی به چپ، p: خم شدن جانبی به راست قابل مشاهده است. (IVR: چرخش بین مهره‌ای، IDP: فشار میان دیسکی)

ماژول پردازش تصویر این فرآیند نیز به صورت اتوماتیک انجام خواهد شد تا سهولت استفاده از مدل در کلینیک فراهم گردد.

نتیجه‌گیری

با داشتن مدل پارامتری شخصی‌سازی شده و گسترش مدل برای هر بیمار، کاربرد مفیدی را برای پیش‌بینی عمل جراحی فیوژن می‌توان در نظر گرفت. این مدل‌سازی می‌تواند به‌عنوان یک راهنما برای پیش‌بینی روند و نتیجه جراحی عمل کند و نیز می‌تواند با تعریف شاخص‌هایی روند جراحی را از تجربه به یک چارچوب دقیق علمی محدود کند. این مدل کاربردی می‌تواند با مقایسه نتایج در کم یا زیاد کردن سطوح فیوژن پیش از عمل جراحی، برنامه ریزی دقیق‌تری جهت انجام عمل به جراح بدهد. همچنین شاید این مدل بتواند سبب آسودگی خاطر و جلب اعتماد بیشتر بیمار نیز گردد. پیرو نیازها و مطالعات انجام شده به منظور گسترش مدل و دستیابی به مدلی دقیق‌تر و کاربردی‌تر، به‌عنوان قدم بعدی توسعه مدل برای پیش‌بینی نتایج بیومکانیکی عمل‌های فیوژن با تعداد سطوح مختلف و ارزیابی شانس دژنراسیون سطوح مجاور^۲ در نظر گرفته خواهد شد.

قدردانی و تشکر

مقاله حاضر بخشی از تحقیقات در حال انجام براساس تفاهم‌نامه همکاری مشترک بین گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات و دانشکده پزشکی دانشگاه چنگ گنگ (Chang Gung University) است. کلیه اطلاعات کلینیکی مورد نیاز این تحقیق از بانک اطلاعاتی دانشکده پزشکی دانشگاه چنگ گنگ که به همین منظور روی ۵۵ بیمار و با دوره پیگیری یکساله^۳ انجام شده، گرفته شده است و اصول اخلاقی مدنظر توسط اساتید آن دانشگاه و با نظارت دقیق کمیته اخلاق قبلاً تایید و صحت‌گذاری شده است. به همین منظور نویسندگان مقاله حاضر از تیم همکار در این دانشگاه به ویژه پروفسور چی شین نیو (Chi-Chien Niu) ریاست دپارتمان جراحی ارتوپدی بیمارستان چنگ گنگ تایوان کمال تشکر را دارند. از راهنمایی‌های جناب آقای دکتر صادق ناصرخاکی و همچنین کمک‌های جناب آقای مهندس احسان قبادی‌ها در فرآیند مدل‌سازی نیز قدردانی می‌گردد.

تضاد منافی در مورد این تحقیق در مورد هیچ یک از نویسندگان این مقاله وجود ندارد.

هدف اصلی این مقاله استخراج مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی‌سازی شده بیماران است تا به کمک آن بتوان به پیش‌بینی بیومکانیک ستون فقرات کم‌ری بیماران قبل و بعد از عمل جراحی پرداخت. به همین منظور در گام نخست مدل هندسی پارامتری شخصی‌سازی شده بر پایه ۲۳ پارامتر آناتومیک که اندازه‌گیری آنها به راحتی از دو تصویر رادیوگرافی بیمار (تصاویر AP و Lateral) انجام‌پذیر است ساخته شده است. سپس مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی‌سازی شده توسعه داده شد و بر اساس مطالعات تجربی و عددی پیشین صحت‌گذاری گردید. به جهت نشان دادن کاربرد مدل شخصی‌سازی شده یک بیمار از تصاویر رادیوگرافی استخراج گردید و نتایج مدل بعد از عمل جراحی مورد ارزیابی قرار گرفت. این مدل می‌تواند کاربرد مناسبی در کلینیک داشته باشد. و نیز می‌تواند این امکان را برای جراحان فراهم کند که در کمترین زمان ممکن با به روزرسانی مدل براساس اطلاعات هر بیمار پیش از عمل جراحی، براساس اطلاعاتی نظیر فشار میان دیسکی و محدوده حرکتی سگمنت‌های حرکتی پیش‌بینی از نتیجه عمل جراحی داشته باشند. با کمک چنین مدل شخصی‌سازی شده‌ای می‌توان به بررسی نتایج عمل‌های جراحی مختلف پرداخت و ارزیابی کلینیکی نتایج را قبل از طرح‌ریزی عمل جراحی مورد بررسی قرار داد.

به عنوان محدودیت در مدل‌سازی مدل شبیه‌سازی شده در این مطالعه در این مرحله از تحقیق، متمرکز بر تغییرات آناتومیک ستون فقرات کم‌ری قبل و بعد از عمل، نظیر کاهش ارتفاع دیسک و مهره‌ها، اضافه کردن ایمپلنت‌های جراحی ستون فقرات، حذف اجزای حذف شده در عمل جراحی و همچنین تغییر انحنا ستون فقرات بوده است. اگر تغییرات خصوصیات مکانیکی بافت‌ها نظیر تخریب دیسک^۱ در گریدهای مختلف و یا پوکی استخوان مدنظر باشد باید با ترکیب اطلاعات کلینیکی دیگر مدل را توسعه داد که این پژوهش در این گروه در شرف انجام است. از دیگر محدودیت‌های این مطالعه، عدم شبیه‌سازی دقیق نیروهای عضلانی است که ستون فقرات را تحت تأثیر قرار داده است. با افزودن این جزئیات نتایج دقیق‌تری در قیاس با مدل‌های واقعی انسان خواهیم داشت. همچنین روند استخراج ابعاد هندسی از عکس‌های رادیوگرافی بیمار موردنظر به صورت دستی در نرم افزار میمیکس صورت می‌گیرد، که کمی زمان بر است و در گام بعدی با اضافه کردن

منابع

1. **Waterman BR, Belmont PJ, Jr., Schoenfeld AJ.** Low back pain in the United States: incidence and risk factors for presentation in the emergency setting. *Spine J.* 2012;12(1):63-70.
2. **Li T, Shi L, Luo Y, Chen D, Chen Y.** One-Level or Multilevel Interbody Fusion for Multilevel Lumbar Degenerative Diseases: A Prospective Randomized Control Study with a 4-Year Follow-Up. *World Neurosurg.* 2018;110:e815-e22.
3. **Hsu HW, Bashkuev M, Pumberger M, Schmidt H.** Differences in 3D vs. 2D analysis in lumbar spinal fusion simulations. *J Biomech.* 2018;72:262-7.
4. **Xu M, Yang J, Lieberman IH, Haddas R.** Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017;20:1-15.
5. **Lavecchia CE, Espino DM, Moerman KM, Tse KM, Robinson D, Lee PVS, et al.** Lumbar model generator: a tool for the automated generation of a parametric scalable model of the lumbar spine. *J R Soc Interface.* 2018; 15(138).
6. **Catia.** Boston: Dassault Systèmes; 2018. Available from: <https://www.3ds.com/products-services/catia/>
7. **Hypermesh [Internet].** USA: Altair Engineering, Inc. c 2017. Available from: <https://altairhyperworks.com/product/hypermesh>
8. **Abaqus Unified FEA.** Boston: Dassault Systèmes; 2018. Available from: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/abaqus/>
9. **Shirazi-Adl A.** Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. *J Biomech.* 2006;39:267-75.
10. **Naserkhaki S, Jaremko JL, Adeeb S, El-Rich M.** On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study. *J Biomech.* 2016;49:974-82.
11. **Park WM, Kim K, Kim YH.** Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Comput Biol Med.* 2013;43:1234-40.
12. **Goto K, Tajima N, Chosa E, Totoribe K, Kubo S, Kuroki H, et al.** Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis). *J Orthop Sci.* 2003;8:577-84.
13. **Schmidt H, Kettler A, Heuer F, Simon U, Claes L, Wilke HJ.** Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007;32(7):748-55.
14. **Shih SL, Liu CL, Huang LY, Huang CH, Chen CS.** Effects of cord pretension and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression- a finite element study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14:191.
15. **El-Rich M, Arnoux PJ, Wagnac E, Brunet C, Aubin CE.** Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech.* 2009;42:1252-62.
16. **Zhang Z, Li H, Fogel GR, Liao Z, Li Y, Liu W.** Biomechanical Analysis of Porous Additive Manufactured Cages for Lateral Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg.* 2018;111:e581-e91.
17. **Nikkhoo M, Tahassory A, Haghpanahi M.** Design and Biomechanical Study of the First Iranian Cervical Cage using Finite Element Analyses. *Iranian Journal of Biomedical Engineering.* 2014;8:203-12.
18. **PintarFA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A.** Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics.* 1992;25:1351-6.
19. **Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava Sc.** Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression. *Spine.* 1986;11:914-27.
20. **Boustani HN, Rohlmann A, van der Put R, Burger A, Zander T.** Which postures are most suitable in assessing spinal fusion using radiostereometric analysis? *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27:111-6.
21. **Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ.** Mechanical Behavior of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves. *JBS.* 1994;76:413-24.
22. **Dreischarf M, Zander T, Shirazi-AdlA, Puttlitz CM, Adam CJ, Chen CS, et al.** Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J Biomech.* 2014;47:1757-66.
23. **Brinckmann P, Grootenboer H.** Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine (Phila Pa 1976).* 1991;16:641-6.
24. **Matlab.** Massachusetts: Mathworks; 2018. Available from: <https://www.mathworks.com/>