

مدلسازی اجزای محدود پروالاستیک در یک بخش حرکتی ستون فقرات کمری و اعتبارسنجی آن در حرکات مختلف جهت کاربرد در مطالعات کلینیکی

چکیده

مقدمه: در حدود ۸۰ درصد از مردم در زندگی خود درد کمر را تجربه می‌کنند. گرچه خیلی از بیماران درد کمری مرتبط با دژنراسیون دیسک دارند، ولی روند دقیق دژنراسیون همچنان نامشخص است. بیماری دژنراسیون دیسک یک سوم جمعیت جوان جهان را درگیر کرده است. در طول دژنراسیون، دیسک دستخوش تغییرات مورفولوژی و بیوشیمیایی می‌شود که در نتیجه آن هیدراسیون بافت، نفوذپذیری و در نهایت ظرفیت تحمل بار دیسک تغییر می‌کند. به همین دلیل، مدل اجزای محدود که به منظور مطالعه ارتباط بین باربرداری مکرر و دژنراسیون دیسک طراحی می‌شود، باید قادر به تحلیل درست در برابر بارگذاری‌های پیچیده شناخته شده در *in-vivo* باشد. هدف از این مطالعه ساخت و برورسانی مدل‌های اجزای محدود با خواص پروالاستیک بود تا از این طریق بتوان بارگذاری‌های مختلف شبه‌استاتیکی را با ارائه مدل شخصی‌سازی شده در افراد مختلف بررسی کرد و در مطالعات کلینیکی به منظور شبیه‌سازی رفتار بیومکانیکی روزانه جهت تشخیص و درمان دقیق‌تر مورد استفاده قرار داد.

روش انجام کار: در این مطالعه سه حالت مختلف از مدلسازی‌های موجود اجزای محدود از جمله روش تقارن محوری، مدل پارامتری و مدل دقیق با خواص مکانیکی پروالاستیک شبیه‌سازی و نتایج آن با آزمایش‌های تجربی *in-vivo* مقایسه شد. به منظور اعتبارسنجی مدل‌های ساخته شده، نتایج سه آزمایش مختلف شبه‌استاتیکی خزشی صورت گرفته، از جمله خزش کوتاه مدت، بلند مدت و خزش تحت فعالیت‌های منظم روزانه ارائه شده است.

نتایج: نتایج حاصل نشان‌دهنده پیش‌بینی تغییرات قد و جابه‌جایی محوری ستون فقرات و فشار میان دیسکی مرکز نوکلئوس است.

نتیجه‌گیری: کلیه نتایج مطرح شده بیانگر آن بود که مدل‌های ارائه شده در رفتار شبه‌استاتیکی پیش‌بینی‌های قابل قبولی ارائه کرده و اعتبار کافی جهت بررسی در سایر آزمون‌های شبه‌استاتیکی داشته‌اند. از این رو می‌توان در بررسی نتایج حاصل در فعالیت‌های کلینیکی در تعیین روند دژنراسیون دیسک بین مهره‌های گامی رو به جلو برداشت.

کلمات کلیدی: دیسک بین مهره‌ای، آنالیز اجزاء محدود، پروالاستیک، خزش، ریکواری، تورم، مدل شخصی‌سازی شده، بیومکانیک ستون فقرات

دریافت مقاله: ۶ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۱ بار؛ پذیرش مقاله: ۲۰ روز قبل از چاپ

* احسان قبادی‌ها، ** دکتر محمد نیکخو، * دکتر صادق ناصرخاکی

۱ - مقدمه

در حدود ۸۰ درصد از مردم در زندگی خود درد کمر را تجربه می‌کنند. گرچه خیلی از بیماران درد کمری مرتبط با دژنراسیون دیسک دارند، ولی روند دقیق دژنراسیون همچنان نامشخص است^(۱). بیماری دژنراسیون دیسک یک سوم جمعیت جوان جهان را درگیر کرده است. مبتلایان به این بیماری با چالش‌های اجتماعی-اقتصادی عمده‌ای روبه‌رو هستند^(۲). اختلالات و مشکلات کمردرد بین افراد شاغلی که به جهت شغل‌شان روزانه نیازمند جابه‌جا کردن وزنه‌های سنگین به صورت یدی هستند، بیشتر بروز می‌کند. مطالعات نشان می‌دهد این افراد مستعد ابتلا به دژنراسیون زودرس دیسک هستند. درک ارتباط بین فروپاشی بافت دیسک با جابه‌جا کردن وزنه‌های سنگین به مدت چندین سال متوالی، با مطالعات *in-vivo* و *in-vitro* دشوار است و به همین دلیل استفاده از تحلیل‌های اجزای محدود^۱ پیشنهاد شده است^(۳).

* دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران (M.Sc)
** استادیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران (Ph.D)

نویسنده مسئول:
دکتر محمد نیکخو

Email:
m.nikkhoo@srbiau.ac.ir

1. The finite element model

منظور حل‌گرهای المان محدود (FE)^۲ مورد نیاز هستند تا بتوانند فعالیت‌های روزانه را با توسعه مدل‌های قبلی شبیه‌سازی کنند^(۵).

تنوع بسیاری در نوع خواص در نظر گرفته شده برای دیسک بین مهره‌ای در مطالعات اجزای محدود مشاهده می‌شود. خواص الاستیک و نفوذپذیری صفحات انتهایی غضروفی به تازگی با آزمایش‌های بافت‌های آزمایشگاهی استخراج شده است و همچنین برای نفوذپذیری نوکلئوس و آنالوس اندازه‌های متفاوتی بر حسب شرایط مختلف ورودی اعمالی بر بافت و پروتکل‌های متفاوت تست در مقالات پیشین موجود است^(۶).

در این مطالعه به ساخت یک مدل پایه با خواص مکانیکی پرولاستیک به منظور بررسی بهتر و دقیق‌تر رفتار بیومکانیکی

جدول ۲: ابعاد استخراج شده مدل تقارن محوری

اجزای مختلف	ابعاد (میلی‌متر)	رفرنس
ارتفاع مهره L4	۲۲	(۸)
ارتفاع مهره L5	۲۲	(۸)
ارتفاع دیسک	۱۰/۶	(۹)
ارتفاع صفحات انتهایی	۰/۵	(۱۰)
شعاع قسمت نوکلئوس	۱۳/۵	(۱۰)
شعاع قسمت آنالوس	۹	(۱۰)
شعاع قسمت اسفنجی	۲۲	(۱۰)
شعاع کلی مهره‌ها	۲۲/۵	(۱۰)

در یک جزء حرکتی پرداخته می‌شود تا از این طریق بتوان رفتار بیومکانیکی این جزء حرکتی را در تست‌های مختلف شبه‌استاتیکی به نمایش گذاشت تا تأثیرات رفتار سیال در محیط پرولاستیک را بررسی کرد. از آنجایی که بخش مهمی از آسیب‌های ستون فقرات به علت بارگذاری‌های مکرر در گذر زمان رخ می‌دهد، این مدلسازی می‌تواند با بررسی تأثیرات جریان سیال، رفتار بیومکانیکی را جهت کاربرد در مطالعات کلینیکی مورد بحث و بررسی قرار دهد. بنابراین با شبیه‌سازی سه حالت مختلف از مدلسازی‌های اجزای محدود از جمله تقارن محوری، مدل شخصی سازی شده (پارامتری) و مدل دقیق به این مسئله پرداخته شده است.

مطالعات بیشمار *in-vitro* با تمرکز بر ویژگی‌های مکانیکی ستون فقرات، پاسخ ستون فقرات به بارگذاری استاتیکی و پاسخ خزشی انجام شده است. با این حال، این آزمایش‌ها چگونگی توزیع تنش و جابه‌جایی در جزء حرکتی را فراهم نکرده و همچنین شبیه‌سازی آزمایشگاهی پاتولوژیکی یک جزء در مراحل مختلف دژنراسیون، مانند تغییر در میزان آب موجود درون دیسک و تغییرات مرتبط با خواص پرولاستیک یک بخش دیسک، دشوار است. به همین دلایل برای تکمیل مطالعات تجربی، نیاز به توسعه مدل‌های تحلیلی دیسک وجود دارد. مدل‌های المان محدود می‌توانند از یک جزء حرکتی پاسخ ناشی از شرایط بارگذاری سیکی پیچیده را به تفصیل فراهم کنند. همچنین با کمک این مدل‌ها، تغییر پارامتری یک ورودی (به عنوان مثال خاصیت پرولاستیک دیسک) و ارزیابی اثر آن بر روی بیومکانیک بخش حرکتی امکان‌پذیر است^(۴).

در طول دژنراسیون، دیسک دستخوش تغییرات مورفولوژی و بیوشیمیایی می‌شود که در نتیجه آن هیدراسیون بافت، نفوذپذیری و در نهایت ظرفیت تحمل بار دیسک را تغییر می‌دهد. به همین دلیل مدل المان محدودی که به منظور مطالعه ارتباط بین باربرداری مکرر و دژنراسیون دیسک طراحی می‌شود، نخست باید قادر به بیان علت تغییرات مورفولوژی و بیوشیمیایی باشد که به همراه آسیب و دژنراسیون ایجاد می‌شود، سپس قادر به تحلیل درست در برابر بارگذاری‌های پیچیده شناخته شده در *in-vivo* باشد. می‌توان با گسترش یک مدل سه بعدی المان محدود پرولاستیک، از یک جزء حرکتی ستون فقرات که شامل پارامترهای فیزیولوژیکی مانند فشار تورمی، کرنش وابسته به نفوذپذیری و تخلخل بافت دیسک است، به این هدف دست یافت^(۳).

مدل‌های کامپیوتری در این مطالعات نقش مهمی هم از نظر مکانیکی و هم از نظر بیولوژیکی مانند تغذیه سلولی و دینامیک جمعیت داشته‌اند. مطالعات بر روی فعالیت سلول‌های دیسک و فتق دیسک نشان داده است که تأثیر فشار اسمزی بر روی جریان سیال و میدان تغییر شکل بافت هیدراته، حیاتی است و به طور مستقیم با نتیجه بالینی ارتباط دارد. به منظور در نظر گرفتن پدیده اسمزی، مدل‌های پیچیده چندفازی به کار گرفته می‌شوند که می‌توانند انتشار جریان درون شبکه‌ای یون‌های متحرکی را که با پرتوگلیکان‌های ثابت متصل به ماده زمینه واکنش می‌دهند توصیف کنند. این مدل‌ها معمولاً برای مواردی با بارگذاری و هندسه نسبتاً ساده به کار برده می‌شوند. به همین

جدول ۱: خواص مکانیکی مدل المان محدود پروالاستیک تقارن محوری

مرجع	مقادیر پروالاستیک		مقادیر الاستیک		اجزای مختلف جزء حرکتی
	ضریب تخلخل (ϵ_0)	ضریب نفوذپذیری اولیه $\left(\frac{m^4}{Ns}\right) (k_0)$	ضریب پواسون (ν)	مدول الاستیسیته (MPa) (E)	
(۱۱،۵)	۴	3×10^{-16}	۰/۱	۱/۵	نوکلئوس پولپوزوس
(۱۱،۶،۵،۳)	۳/۵۵	$4/7 \times 10^{-15}$	۰/۱	۲/۵	آنالوس فیبروزوس
(۱۲،۱۱،۵)	۴	1×10^{-14}	۰/۱	۵	صفحات انتهایی غضروفی
(۱۳،۱۱،۳)	۰/۰۲	1×10^{-13}	۰/۳	۱۲۰۰۰	استخوان متراکم
(۱۵ تا ۱۳، ۱۱)	۰/۴	1×10^{-13}	۰/۲۵	۲۰۰	استخوان اسفنجی

نوکلئوس و شعاع مورد استفاده در این تحقیق از مطالعه فرگوسن و همکاران^(۱۰) استفاده شد. به منظور ساده‌سازی در مدل، قسمت‌های جزئی دیسک بین‌مهره‌ای مانند کلاژن فایبرهای قسمت آنالوس و قسمت خلفی مهره‌ها مدلسازی نشد. تمامی ابعاد اجزای مختلف مدل تقارن محوری نیز از مطالعات پیشین انتخاب شده است (جدول ۲). با توجه به تست استقلال از شبکه صورت گرفته تعداد ۷۲۳۷ گره و ۲۳۴۰ المان جهت مش‌بندی مدل تقارن محوری در نظر گرفته شده است.

۲-۱-۲ مدل پارامتری

مدل پارامتری استفاده شده برای این مطالعه، مدل از قبل صحه‌گذاری شده در آزمون‌های استاتیکی توسط خوز و همکاران^(۱۶) بوده است که با توجه به شرایط مدلسازی اجزای محدود با خواص رفتاری پروالاستیکی، به منظور یکپارچه کردن مش‌بندی، مدل مذکور دستخوش تغییرات جزئی مدل شده است. از این رو طراحی قسمت بدنه مهره از قسمت خلفی آن جدا و در نهایت با یکدیگر مونتاژ شد. قسمت متراکم و اسفنجی استخوان‌های مهره و همچنین قسمت‌های مختلف دیسک بین مهره‌ای، پس از مش‌بندی جهت اعمال خواص جداگانه متمایز شده‌اند. علاوه بر آن، آنالوس مدل ارائه شده نیز به منظور اعمال خواص مکانیکی متفاوت به دو قسمت داخلی و خارجی تقسیم‌بندی شده است (شکل ۱). جهت مدلسازی کلاژن فایبرهای قسمت آنالوس داخلی و خارجی نیز از المان‌های خرپا با زوایای در حدود $\pm 35^\circ$ درجه^(۱۷) استفاده شده است (شکل ۱ و جدول ۳).

۲- روش انجام کار

۲-۱- طراحی هندسی:

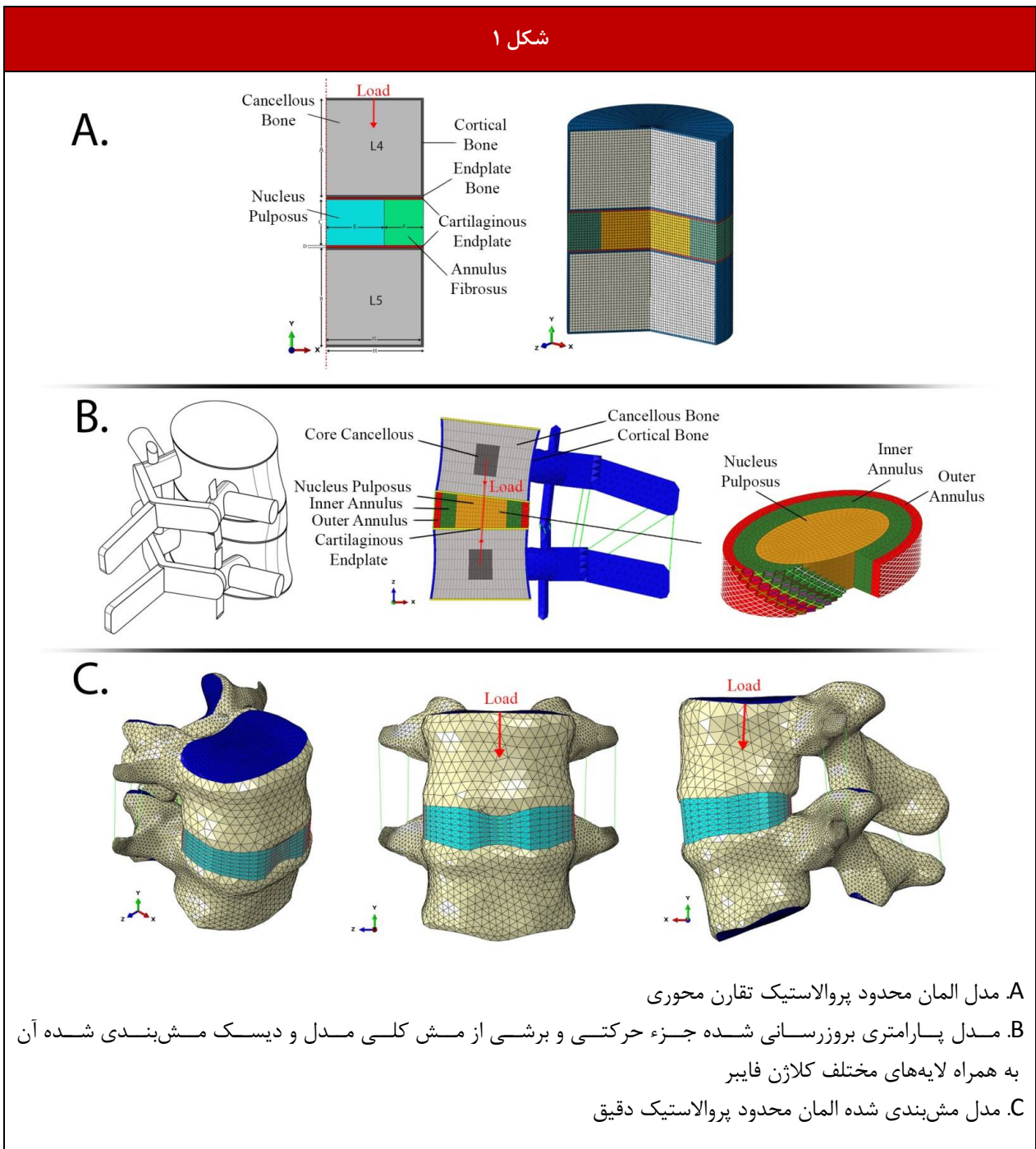
در این مطالعه طراحی یک جزء حرکتی از ستون فقرات کمری، به روش‌های مختلف و گوناگونی صورت گرفته است. جهت این امر از سه مدل مختلف تقارن محوری، سه بعدی پارامتری و سه بعدی دقیق (شکل شماره ۱) جهت شبیه‌سازی یک سگمنت حرکتی استفاده شده است که در ادامه به شرح جزئیات انواع این مدلسازی‌ها می‌پردازیم:

۲-۱-۱ مدل تقارن محوری

برای طراحی مدل تقارن محوری از نرم افزار تحلیلی اجزای محدود آباکوس^۳، ورژن ۲۰۱۹^(۷) استفاده شده است. در روند این طراحی قسمت‌های مختلف از یک جزء حرکتی ستون فقرات کمری از جمله دو مهره L4 و L5 و دیسک بین مهره‌ای آن مدلسازی شد (شکل ۱). مقادیر خواص مکانیکی قسمت‌های مختلف آن نیز از مطالعات پیشین گردآوری و گزینش شد (جدول ۱).

ابعاد مورد استفاده در اجزای مختلف این جزء حرکتی از مطالعات پیشین استخراج شده است. بر این اساس، ابعاد مهره‌های شبیه‌سازی شده مبتنی بر مطالعه پنجابی و همکاران^(۸) بود. در قسمت شبیه‌سازی دیسک بین مهره‌ای، ارتفاع دیسک و قطر صفحات انتهایی از مطالعه نیکخو و همکاران^(۹) استفاده شد. در مورد درصد نسبت قسمت آنالوس به

شکل ۱



A. مدل المان محدود پرولاستیک تقارن محوری

B. مدل پارامتری بروزرسانی شده جزء حرکتی و برشی از مش کلی مدل و دیسک مش‌بندی شده آن

به همراه لایه‌های مختلف کلاژن فایبر

C. مدل مش‌بندی شده المان محدود پرولاستیک دقیق

۲-۱-۳ مدل دقیق

جهت شبیه‌سازی، مدل دقیق؛ نیز همانند مدل پارامتری از یک مدل اجزای محدود اعتبارسنجی شده L4-L5 در آزمون‌های استاتیکی (شامل چرخش بین مهره‌ای در جهت‌های مختلف و فشار میان دیسکی) استفاده شد (شکل ۱). مدل مذکور نیز شامل قسمت‌های مختلف از جمله استخوان متراکم و اسفنجی، صفحات انتهایی غضروفی، آنالوس فیبروزوس و نوکلئوس پولپوزوس بود (جدول ۴). مش‌بندی صفحات انتهایی و استخوان

در این مرحله ابعاد استخوان مهره‌های ۵ نفر که در ناحیه L5-L4 خود دچار عارضه خاصی نبودند برای مدل‌سازی و تحلیل آماده شد (شکل ۲). پس از تکمیل مدل‌سازی در نرم‌افزار کتیا^(۱۸)، مدل در نرم‌افزار هایپر مش^(۱۹) مش‌بندی شد و قسمت‌های مختلف دیسک و مهره‌ها جهت اعمال خواص مکانیکی متفاوت در این نرم‌افزار از یکدیگر جدا و جهت تعیین خواص مکانیکی و تحلیل مدل وارد نرم‌افزار آباکوس^(۷) شدند.

جدول ۳: خواص مکانیکی مدل المان محدود پرولاستیک پارامتری

مرجع	مقادیر پرولاستیک			مقادیر الاستیک		اجزای مختلف جزء حرکتی	
	ضریب تخلخل (E_0)	ضریب نفوذپذیری اولیه $\left(\frac{m^4}{Ns}\right) (K_0)$			ضریب پواسون (ν)		مدول الاستیسیته (E) (MPa)
		K_z	K_y	K_x			
(۱۱،۵،۳)	۲/۳۳	$1/56 \times 10^{-15}$	$1/87 \times 10^{-15}$	$1/87 \times 10^{-15}$	۰/۱	۲/۵	آنالوس فیبروزوس (داخلی)
(۱۱،۵،۳)	۲/۳۳	$1/64 \times 10^{-15}$	$1/68 \times 10^{-15}$	$1/68 \times 10^{-15}$	۰/۱	۲/۵	آنالوس فیبروزوس
(۱۱،۶،۵)	۴		$5/5 \times 10^{-16}$		۰/۱	۱/۵	نوکلئوس پولپوزوس
(۱۱،۵)	۴		$7/5 \times 10^{-15}$		۰/۱	۵	صفحات انتهایی غضروفی
(۱۵ تا ۱۳، ۱۱)	۰/۴		1×10^{-13}		۰/۲۵	۲۰۰	استخوان اسفنجی بدنه
(۲۱، ۱۳، ۱۱)	۰/۰۲		1×10^{-13}		۰/۳	۱۲۰۰۰	استخوان متراکم بدنه
(۱۱)	---		---		۰/۲۵	۳۵۰۰	قسمت خلفی مهره

بوده است. چرخش بین مهره‌ای (IVR^F) جهت صحه‌گذاری در آزمون‌های استاتیکی و خزش کوتاه مدت و بلند مدت تیرل^(۲۴) و شبیه‌سازی فعالیت روزانه در طی دو روز متوالی^(۲۵) در آزمون‌های شبه‌استاتیکی مورد مطالعه و بررسی قرار گرفت. برای شبیه‌سازی پدیده تورم نیز فشار تخلخلی مرزی با مقادیر تست شده و ارائه شده در مقالات پیشین^(۲۵، ۱۰، ۵) به مرزهای خارجی مدل‌های ساخته شده اعمال شد^(۵).

۳ - نتایج

ابتدا با اعمال گشتاور ۱۰ نیوتن متری در راستاهای مختلف به دو مدل سه‌بُعدی (پارامتری و دقیق) که با خواص پرولاستیک به روز رسانی شده بودند، برای شبیه‌سازی حرکات مختلف ناحیه کمری - از جمله فلکشن، اکستنشن، چرخش محوری و خمش جانبی -، نتایج حرکات مذکور با مطالعه تجربی هیوز و همکاران صحه‌گذاری شد^(۲۶). تمامی نتایج مربوط به چرخش‌های بین مهره‌ای در جهات مختلف یاد شده (با گشتاورهای اعمالی) همگی در بازه نتایج آزمایشگاهی بود و مدل‌های سه‌بُعدی ساخته شده تحت شرایط استاتیکی، در حرکات چرخش بین مهره‌ای، نتایج قابل قبولی را نشان دادند.

متراکم به صورت دو بُعدی در نظر گرفته شد و المان‌های ناحیه اسفنجی استخوان هرمی و قسمت‌های دیگر دیسک از جمله نوکلئوس و آنالوس از مش مکعبی استفاده شد. همچنین، تمام این المان‌ها از نوع درجه یک خطی بودند. المان‌های مربوط به لیگامان‌ها و کلاژن فایبرهای قسمت آنالوس نیز به شکل فنر شبیه‌سازی شده بودند که فقط در حالت کششی عمل می‌کردند و عکس‌العملی در حالت فشاری از خود نشان نمی‌دادند.

۲-۲ تعیین خواص مکانیکی

فاز جامد در تمامی مدل‌های ارائه شده برای بخش‌های مختلف جزء حرکتی به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده بود و جهت اعمال فاز سیال از تئوری پرولاستیک با در نظر گرفتن ضریب نفوذپذیری و ضریب تخلخل برای بخش‌های مورد نظر استفاده شده است^(۲۰).

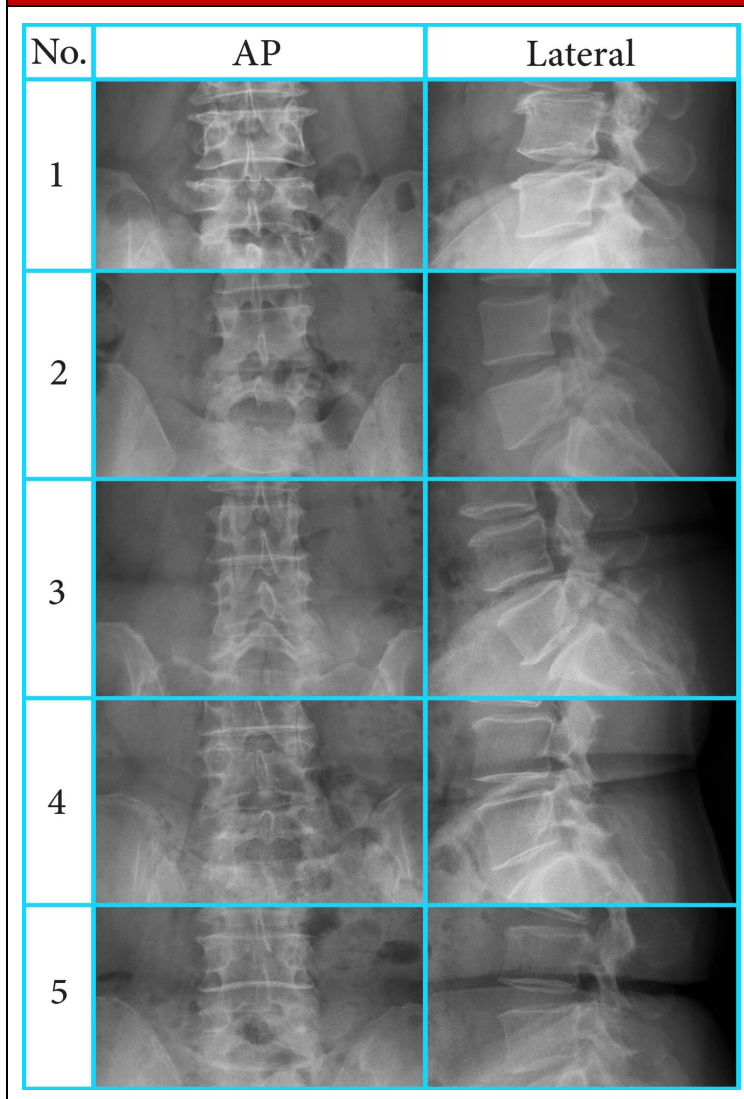
۲-۳ شرایط مرزی و بارگذاری

بارگذاری در مدل تقارن محوری و مدل دقیق با در نظر گرفتن نقطه مرکزی در وسط صفحه انتهایی بالایی L4، به صورت محوری در نظر گرفته شده است و در مدل پارامتری نیز توسط هسته مرکزی استخوان اسفنجی دو مهره، در راستای محوری، بارگذاری شده است^(۲۳) (شکل ۱). مهره L5 نیز در تمامی مدل‌های ارائه شده ثابت بوده و جابه‌جایی در مهره L4 مدنظر

جدول ۴: خواص مکانیکی مدل المان محدود پرولاستیک دقیق

مرجع	مقادیر پرولاستیک			مقادیر الاستیک			
	ضریب تخلخل (ϵ_0)	ضریب نفوذپذیری اولیه $\left(\frac{m^4}{Ns}\right) (k_0)$			ضریب پواسون (ν)	مدول الاستیسیته (E) (MPa)	اجزای مختلف جزء حرکتی
		K_z	K_y	K_x			
(۱۱،۵،۳)	۴	$2/13 \times 10^{-15}$	$1/45 \times 10^{-15}$	$2/13 \times 10^{-15}$	۰/۱	۱/۵	نوکلئوس پولپوزوس
(۲۲،۱۱،۵)	۲/۳۳		$2/56 \times 10^{-12}$		۰/۱	۲/۵	آنالوس فیبروزوس
(۱۲،۵)	۴		1×10^{-14}		۰/۴	۲۳/۸	صفحات انتهایی غضروفی
(۱۱)	۰/۴		1×10^{-13}		۰/۳۱۵	۲۰۰	استخوان اسفنجی بدنه
(۲۱،۱۳،۱۱)	۰/۰۲		1×10^{-13}		۰/۳	۱۲۰۰۰	استخوان متراکم بدنه

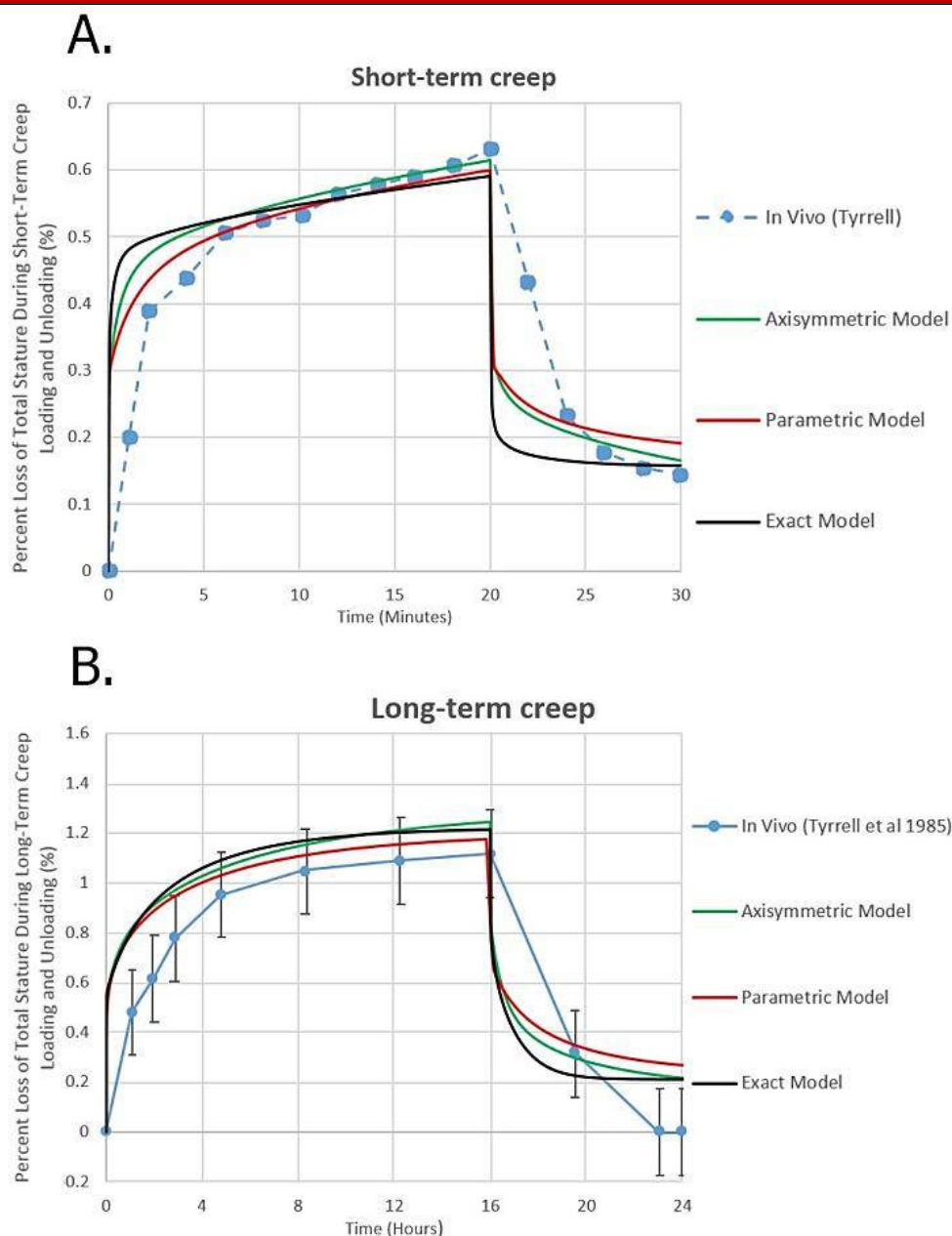
شکل ۲: نمای جانبی و قدامی-خلفی ۵ نمونه مورد نظر



برای آزمون خزش کوتاه مدت به وسیله بارگذاری ۸۰۰ نیوتن به مدت ۲۰ دقیقه، و کاهش ۴۰۰ نیوتن نیرو برای ۱۰ دقیقه متوالی، و سپس به منظور شبیه‌سازی آزمون خزش بلندمدت ۸۵۰ نیوتن به مدت ۱۶ ساعت و کاهش ۴۵۰ نیوتن متوالی به مدت ۸ ساعت جهت ریکاوری^(۲۴)، نتایج حاصل از جابه‌جایی محوری و تبدیل آن به درصد تغییرات قد فردی، در هر سه مدل تقارن محوری، پارامتری و دقیق در قیاس با این مطالعه تجربی برای خزش کوتاه‌مدت و بلندمدت در محدوده مجاز این فعالیت آزمایشگاهی بود و نتایج حاصل از این بخش نیز بدین وسیله اعتبارسنجی شد (شکل شماره ۳).

نتایج مربوط به جابه‌جایی محوری و فشار تخلخلی میان دیسکی در مرکز نوکلئوس، در بارگذاری‌های منظم روزانه، با بار استراحت ۳۵۰ نیوتنی در ۸ ساعت ابتدایی شبانه و به دنبال آن فعالیت متوسط روزانه ۱۰۰۰ نیوتنی در ۱۶ ساعت متوالی، در دو روز پی در پی، با آزمایش‌های تجربی مقایسه شد. بسته به متغیرهای متفاوت (هندسه مدل، ضریب تخلخل، ضریب نفوذپذیری و فشار تخلخلی مرزی برای مدل‌های ساخته شده و مدل‌های پیشین)^(۲۵) میزان جابه‌جایی محوری دیسک و فشار تخلخلی مرکز نوکلئوس متفاوت بود. در مجموع، این اعداد برای جابه‌جایی محوری در بازه ۱/۵ تا ۲ میلی‌متر جابه‌جایی در راستای دیسک پس از دو روز گزارش شده‌اند. این وضعیت در محدوده کارهای آزمایشگاهی نیز بوده است (شکل ۴).

شکل ۳

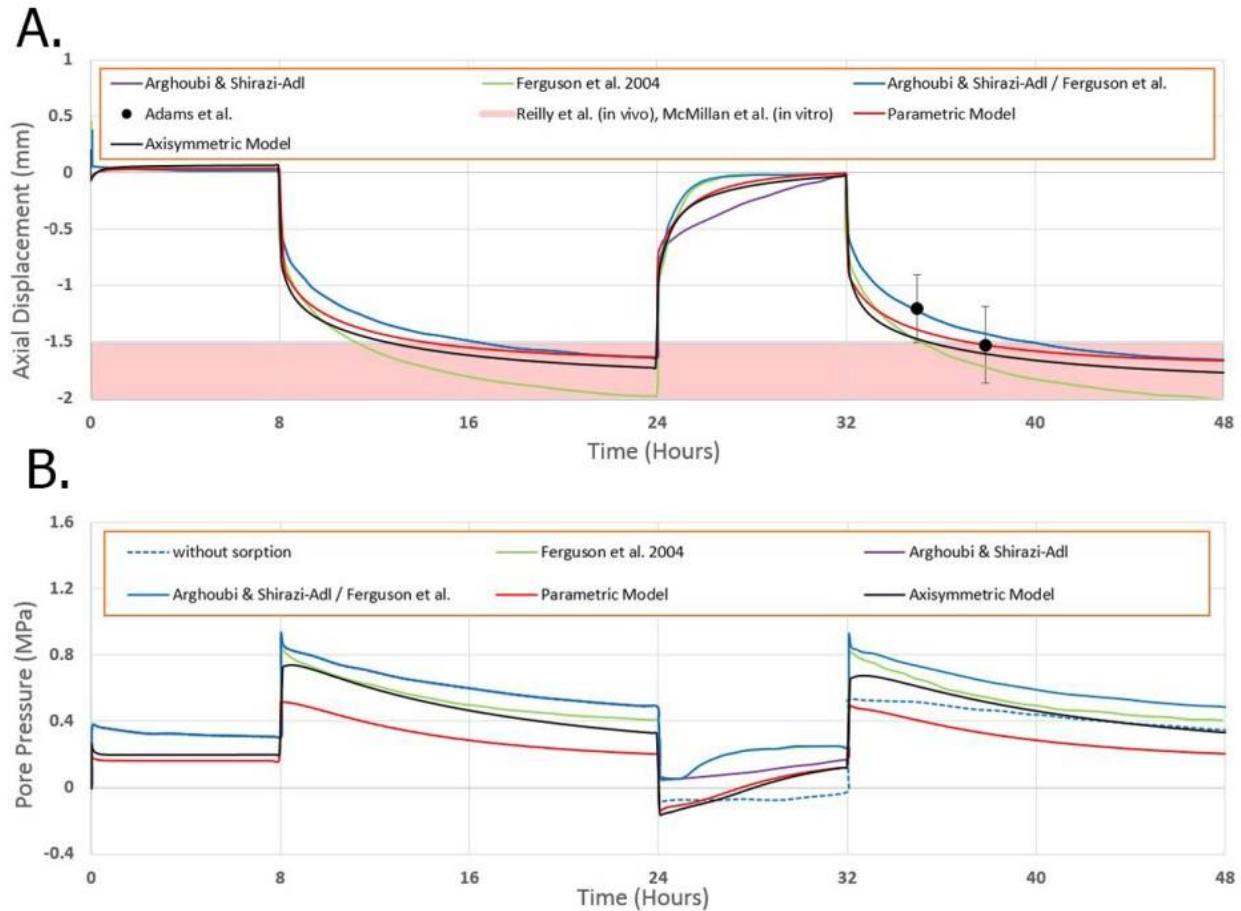


A. مقایسه نتایج خزش کوتاه مدت در مدل‌های اجزای محدود پرولاستیک تقارن محوری، پارامتری و دقیق با آزمایش *in-vivo*
B. مقایسه نتایج خزش بلند مدت در مدل‌های اجزای محدود پرولاستیک تقارن محوری، پارامتری و دقیق با آزمایش *in-vivo*

مدل‌های اجزای محدود پیش‌بینی و از آن در جهت شناخت بهتر رفتار بیومکانیکی دیسک بین‌مهره‌ای استفاده کرد تا بدین وسیله، تشخیص و درمان مناسب بیماران آسیب‌دیده در این ناحیه تسهیل شود.

نتایج این پژوهش با استفاده از انواع مدل‌سازی‌های المان محدود و صحنه‌گذاری آن در چرخش بین‌مهره‌ای، درصد تغییرات قد فردی در خزش‌های کوتاه مدت و بلند مدت، جابه‌جایی محوری و فشار میان دیسکی در دو روز متوالی نشان می‌دهد که می‌توان با افزودن فاز سیال به مدل‌های ساخته شده، تحلیل‌های عددی درستی را در خصوص رفتارهای مربوط به گذشت زمان در

شکل ۴



A. مقایسه نتایج جابه‌جایی محوری در مدل‌های FE با نتایج مدل‌های عددی پیشین و کارهای آزمایشگاهی
B. مقایسه نتایج فشار تخلخلی میان دیسکی، در مرکز نوکلئوس، با نتایج مدل‌های عددی پیشین و کارهای آزمایشگاهی (طی دو روز فعالیت متوسط و ریکاوری پس از آن).

این، بدین معناست که هر سه مدل مذکور در محدوده قابل قبولی در مقایسه با مطالعه تجربی تیرل، بیشترین درصد جابه‌جایی را پیش‌بینی کرده‌اند.

از دیگر نتایج ارائه شده در مطالعه تجربی تیرل، میزان کاهش قد فرد طی فعالیت‌های روزانه و مقدار ریکاوری صورت گرفته تحت استراحت در طول شب است. مدل‌های ارائه شده همان محدود پرولاستیک نیز طی بارگذاری و باربرداری، محدوده قابل قبولی نسبت به بازه عددی این مطالعه تجربی پیش‌بینی کرده‌اند. بیشترین مقدار خزش اعمال شده بعد از ۱۶ ساعت فعالیت روزانه در مطالعه تجربی تیرل عدد ۱/۱۱ درصد بوده است، این در حالی است که در مدل تقارن محوری ۱/۲۴ درصد، مدل پارامتری ۱/۱۷ درصد و مدل دقیق ۱/۲۱ درصد را به عنوان نتیجه ارائه داده‌اند؛ که باتوجه به محدوده مجاز اعلام شده در مطالعه تیرل و همکاران تمامی مدل‌های تحلیل شده بهترین

۴- بحث بر روی نتایج

نتایج کلی مطالعه حاضر مبین آن است که مدل‌های ساخته شده در شرایط بارگذاری استاتیکی و شبه استاتیکی (خزشی) نیز در مقایسه با نتایج مطالعات پیشین و آزمایشگاهی به خوبی ظاهر شده‌اند. در تست محدوده حرکتی چرخش بین مهره‌های همان طور که در قسمت نتایج ذکر شد، مدل‌های سه‌بعدی نتایج قابل قبولی را در مقایسه با مطالعه تجربی هیور و همکاران^(۲۶) از خود به نمایش گذاشته‌اند. در آزمون‌های خزشی کوتاه‌مدت تیرل نیز مقدار خزش ارائه شده بعد از ۲۰ دقیقه، ۰/۶۳ درصد از کاهش قد را گزارش می‌کند؛ در حالی که مدل تقارن محوری، پارامتری و دقیق به ترتیب مقادیر ۰/۶۱، ۰/۶۰ و ۰/۵۹ را گزارش کرده‌اند. به همین ترتیب، در انتهای باربرداری نیز اختلاف کمی به نسبت کار آزمایشگاهی مشاهده می‌شود.

بار استراحت معین شده، عوامل مؤثر بر این فشار منفی بوده‌اند^(۲۲). با تغییر در این مقادیر می‌توان این فشار منفی را حذف کرد ولی با توجه به تأثیر این موارد در دیگر تست‌های خزشی ترجیحاً این مقادیر دست نخورده و ثابت در نظر گرفته شد تا مقدار واحدی برای خواص مکانیکی در تمامی تست‌های بیومکانیکی ارائه شود. با این حال نتایج فشار تخلخلی در مرکز نوکلئوس مدل‌های پارامتری و تقارن محوری نیز در مقابل مدل‌های عددی پیشین و داده‌های آزمایشگاهی، نتایجی با صحت کافی را پیش بینی کرد و مدل در این بخش نیز اعتبارسنجی شد.

در این روند مدلسازی برای هر سه مدل ساخته شده، با افزودن فاز سیال به آن و اعتبارسنجی مدل‌ها در آزمون‌های شبه‌استاتیکی، امکان شبیه‌سازی درجه‌های مختلف دژنراسیون دیسک بین مهره‌ای را از طریق کاهش میزان سیال موجود در قسمت‌های مختلف آن و کاهش نفوذپذیری و مقدار ضریب تخلخل، در اختیار فعالیت‌های کلینیکی گذاشته. از این طریق با شبیه‌سازی برای هر بیمار و بررسی رفتار بیومکانیکی آن در آزمون‌های مشابه می‌توان به تشخیص مطمئن و درمان صحیح بیمار پرداخت. این ابزار کمکی مناسب برای جراحان جهت استفاده در آزمون‌های شبه‌استاتیکی قبل و بعد از عمل‌های ستون فقرات شبیه عمل فیوژن است.

پیش‌بینی رفتار بیومکانیکی در تست‌های خزشی بلندمدت روزانه در گریدهای مختلف دژنراسیون امکان شناخت بهتر چگونگی عملکرد جزء حرکتی در مراحل مختلف آسیب با در نظر گرفتن میزان فعالیت‌های فیزیکی هر شخص می‌تواند اطلاعات مناسبی جهت تشخیص دقیق‌تر در اختیار جراحان قرار داده تا به کمک آن میزان تأثیرات پارامترهای مختلف را مورد مطالعه قرار دهند.

۵- نتیجه‌گیری

رفتار شبه استاتیکی مدل‌های مذکور در آزمون‌های مختلف تأیید می‌شود و از این پس با تغییر در مقادیر مختلف خواص مکانیکی مرتبط با دیسک بین مهره‌ای و مهره‌ها، می‌توان مقدار پوکی استخوان و دژنراسیون دیسک بین مهره‌ای را شبیه‌سازی کرد و به عنوان یک ابزار کلینیکی از آن استفاده کرد. افزودن خواص پرو الاستیک به مدل پارامتری، گامی در راستای تکمیل این روند مدلسازی در مدل‌های شخصی‌سازی شده است.

پیش‌بینی را به نمایش گذاشتند. عدم بازگشت جابه‌جایی که نتیجه عدم ورود سیال کافی به مدل در بخش ریکآوری یا همان باربرداری می‌باشد نیز در مدل‌های پرو الاستیک مشاهده می‌شود؛ این مقدار با افزایش فشار تخلخل مرزی یا همان پدیده تورم قابل جبران است. این عدم بازگشت مدل به حالت اولیه در بخش باربرداری یا همان ریکآوری در برخی دیگر از مطالعات عددی^(۲۳) نیز مشاهده می‌شود؛ از این رو می‌توان گفت که مقادیر پیش‌بینی شده در مدل‌های پرو الاستیک، اعتبارسنجی شده و قابل قبول هستند.

نتایج فعالیت‌های روزانه طی دو روز متوالی نیز مقادیر مناسبی در مدل‌های ساخته شده را پیش‌بینی کرده‌اند؛ این، بدین معناست که نتایج مدل‌های ارائه شده در بارگذاری‌های مکرر روزانه قابل استناد هستند و می‌توان از صحت اطلاعات پیش‌بینی شده در مدل‌های مختلف شخصی‌سازی شده در جهت پیشبرد اهداف کلینیکی استفاده کرد.

با توجه به نتایج مدل‌های پرو الاستیک پارامتری و تقارن محوری در کنار مدل‌های عددی ساخته شده با خواص مکانیکی متفاوت و مطالعات مختلف آزمایشگاهی (in vitro)^(۲۶-۲۷) می‌توان نتیجه گرفت که نتایج ارائه شده از اعتبار کافی برخوردار بوده‌اند.

نمودار دیگر ارائه شده در این مطالعه عددی، مقدار فشار تخلخلی در مرکز نوکلئوس را طی دو روز متوالی با همان بارگذاری پیشین گزارش داده است.

مقادیر پیش‌بینی شده در مدل‌های پرو الاستیک ساخته شده در این مطالعه با توجه به تفاوت ارتفاع دیسک بین مهره‌ای با مدل‌های ارائه شده پیشین و تفاوت در مقادیر ضریب نفوذپذیری و ضریب تخلخل و سایر خواص مکانیکی از جمله ضریب پواسون، که همگی تأثیر به‌سزایی در مقدار این فشار تخلخلی دارند^(۲۳)، در محدوده قابل قبولی می‌باشد. اختلاف مقدار فشار تورمی اعمالی در مرزهای خارجی مدل‌های ساخته شده نیز از دیگر عوامل مؤثر کاهش فشار تخلخلی در مرکز نوکلئوس در طی بارگذاری و باربرداری نسبت به مدل‌های عددی پیشین بوده است.

فشار منفی ارائه شده شده توسط مدل‌های پارامتری و تقارن محوری در هنگام باربرداری بعد از ۲۴ ساعت، خطای مدل در پیش‌بینی این نتیجه است که یکی از محدودیت‌های مطرح شده برای این مدل‌هاست؛ زیرا که این فشار منفی در حالت المان محدود ساختگی است و در واقعیت صورت نمی‌پذیرد^(۲۳). مقدار فشار تورمی، خواص مکانیکی الاستیک و پرو الاستیک و میزان

پیشنهاد می‌شود در ادامه این پژوهش با ساخت مدل کامل از کل ستون فقرات و بعضاً اعمال خواص دیسک دژنره شده به مدل و شبیه‌سازی عمل فیوژن در آن، میزان تأثیرات این عملکرد را بر روی رفتار بیومکانیکی ستون فقرات، در حالت‌های مختلف استتیک، شبه استاتیک و یا دینامیکی، مورد بحث و بررسی قرار داد.

۶ - قدردانی و تشکر

از راهنمایی‌های ارزشمند دکتر فابیو گالبوسرا (Fabio Galbusera) و همچنین کمک‌های شایان توجه مهندس زهرا خوز در فرآیند مدلسازی قدردانی و تشکر می‌کنیم. نویسندگان این مقاله اعلام می‌کنند در نگارش مقاله به طور کامل اخلاق نشر را رعایت کرده‌اند. این مقاله میرا از سرقت ادبی، سوء رفتار، جعل داده‌ها و یا ارسال و انتشار دوگانه است. منافع تجاری در راستای این تحقیق وجود نداشته است و نویسندگان در قبال ارائه اثر خود وجهی دریافت نکرده‌اند و مقاله دارای اصالت محتوایی است.

۷ - منابع

1. Chagnon A, Aubin CE, Villemure I. Biomechanical influence of disk properties on the load transfer of healthy and degenerated disks using a poroelastic finite element model. *J Biomech Eng.* 2010;132(11):111006.
2. Nikkhoo M, Wang JL, Parnianpour M, El-Rich M, Khalaf K. Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading - Ex-vivo and In-Silico investigation. *J Biomech.* 2018;70:26-32.
3. Williams JR, Natarajan RN, Andersson GB. Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading. *J Biomech.* 2007;40(9):1981-7.
4. Natarajan RN, Williams JR, Lavender SA, Andersson GBJ. Poro-elastic finite element model to predict the failure progression in a lumbar disc due to cyclic loading. *Comput Struct.* 2007;85(11-14):1142-51.
5. Galbusera F, Schmidt H, Noailly J, Malandrino A, Lacroix D, Wilke HJ, et al. Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(7):1234-41.
6. Jacobs NT, Cortes DH, Peloquin JM, Vresilovic EJ, Elliott DM. Validation and application of an intervertebral disc finite element model utilizing independently constructed tissue-level constitutive formulations that are nonlinear, anisotropic, and time-dependent. *J Biomech.* 2014;47(11):2540-6.
7. Abaqus Unified FEA. Dassault Systèmes; 2019 [Available from: <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/abaqus/>]
8. Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, et al. Human lumbar vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976).* 1992;17(3):299-306.
9. Nikkhoo M, Haghpanahi M, Parnianpour M, Wang J-L. Dynamic responses of intervertebral disc during static creep and dynamic cyclic loading: A parametric poroelastic finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications.* 2013;25(01):1350013.
10. Ferguson SJ, Ito K, Nolte LP. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. *J Biomech.* 2004;37(2):213-21.

11. Argoubi M, Shirazi-Adl A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *J Biomech.* 1996;29(10):1331-9.
12. Lee KK, Teo EC. Poroelastic analysis of lumbar spinal stability in combined compression and anterior shear. *J Spinal Disord Tech.* 2004;17(5):429-38.
13. Castro AP, Wilson W, Huyghe JM, Ito K, Alves JL. Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver. *J Biomech.* 2014;47(1):297-301.
14. 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).* 2003;28(17):1849-56.
15. 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.
16. Khoz Z, Nikkhoo M, Cheng Ch. Parametric patient-specific finite element modeling of lumbar spine based on anatomical parameters. *Iranian Journal of Orthopaedic Surgery.* 2018;16:195-202.
17. 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(6):974-82.
18. Catia. Dassault Systèmes; 2017 [Available from: <https://www.3ds.com/products-services/catia/>]
19. Altair HyperMesh. Michigan Altair Engineering, Inc; 2017 [Available from: <https://altairhyperworks.com/product/hypermesh>].
20. Schmidt H, Bashkuev M, Dreischarf M, Rohlmann A, Duda G, Wilke HJ, et al. Computational biomechanics of a lumbar motion segment in pure and combined shear loads. *J Biomech.* 2013;46(14):2513-21.
21. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. *J Biomech.* 1986;19(4):331-50.
22. Whyne CM, Hu SS, Lotz JC. Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(7):652-60.
23. Schmidt H, Galbusera F, Wilke HJ, Shirazi-Adl A. Remedy for fictive negative pressures in biphasic finite element models of the intervertebral disc during unloading. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011;14(3):293-303.
24. Tyrrell AR, Reilly T, Troup JD. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. *Spine (Phila Pa 1976).* 1985;10(2):161-4.
25. Schmidt H, Shirazi-Adl A, Galbusera F, Wilke HJ. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--a finite element analysis. *J Biomech.* 2010;43(10):1849-56.
26. Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech.* 2007;40(2):271-80.
27. Reilly T, Tyrrell A, Troup JD. Circadian variation in human stature. *Chronobiol Int.* 1984;1(2):121-6.
28. McMillan DW, Garbutt G, Adams MA. Effect of sustained loading on the water content of intervertebral discs: implications for disc metabolism. *Ann Rheum Dis.* 1996;55(12):880-7.
29. Adams MA, McMillan DW, Green TP, Dolan P. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996;21(4):434-8.