



خواص مطلوب دیسک در مدل‌های عددی و تاثیر آن بر رفتار بیومکانیکی ستون فقرات کمری

علی اورنگ^۱، مجتبی حقیقی یزدی^{۱*}، صادق ناصرخاکی^۲، سعید رضا مهرپور^۳

^۱ دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکده‌های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

^۲ دانشکده علوم و فناوری‌های پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران.

^۳ دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۶/۱۰/۱۸

بازنگری: ۱۳۹۷/۰۲/۱۱

پذیرش: ۱۳۹۷/۰۲/۳۰

ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۳/۰۵

کلمات کلیدی:

ستون فقرات کمری

مدل المان محدود

چرخش میان مهره‌ای

خلاصه: در این پژوهش، مدل‌سازی المان محدود غیرخطی جهت بررسی پارامتری تاثیر خواص دیسک بر رفتار بیومکانیکی ستون فقرات کمری ارائه شده است. اجزاء این مدل شامل مهره (استخوان قشری و استخوان اسفنجی)، دیسک (هسته، آنالئوس فیبرسوس و فیبرهای کلاژن)، صفحات انتهایی و رباط می‌باشد. پس از اعمال بارگذاری و شرایط مرزی، تحلیل مدل در نرم‌افزار آباکوس انجام می‌شود. همچنین آزمایشات تجربی پیشین در زمینه ستون فقرات حاکی از آن است که این عضو رفتار مکانیکی غیر خطی دارد؛ بنابراین برای دستیابی به این رفتار غیر خطی در مدل حاضر، رباطها و فیبرهای آنالئوس به صورت فنر غیرخطی مدل‌سازی شده‌اند. نتایج بدست آمده از مدل حاضر که شامل فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای است، با داده‌های آزمایشات تجربی و مطالعات عددی پیشین مقایسه شده است. بررسی نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که با افزایش ضرایب ماده هایدرواستیک تشکیل دهنده دیسک، میزان چرخش میان مهره‌ای در هر حالت بارگذاری کاهش می‌یابد. بنابراین با تغییر خواص دیسک در ساخت دیسک‌های مصنوعی می‌توان محدوده حرکتی ستون فقرات بیماران مختلف را تغییر داد.

۱- مقدمه

گرفته می‌شوند. در واقع موضوع مهمی که می‌تواند به تشخیص احتمال آسیب منجر شود، توزیع تنش در بافت‌ها و ساختارهای مختلف ستون فقرات است. به همین دلیل است که استفاده‌ی صرف از روش‌های بهینه‌سازی نمی‌تواند به تشخیص مناسب میزان خطر یک فعالیت منجر شود و نیاز است روش‌هایی چون المان محدود^۱ جهت محاسبه‌ی توزیع تنش در بافت‌ها استفاده شوند. به همین دلیل استفاده از روش المان محدود در مدل‌سازی ستون فقرات جهت دستیابی به یک مدل واقع‌گرایانه‌تر به طور چشمگیری افزایش پیدا کرده است [۲].

با توجه به پیشرفت روز افزون و توسعه مدل‌های عددی، امروزه می‌توان از این مدل‌ها برای بررسی و ارزیابی و حتی تشخیص کلینیکی استفاده کرد. بنابراین این مدل‌ها در دو مسیر رو به توسعه هستند. اول مدل‌های عمومی که بتوانند مشابه سازی کلی از یک میانگین جامعه آماری ارائه دهند [۳] و دوم مدل‌های شخص محور که بطور اختصاصی با استفاده از داده‌های یک شخص بسط داده شده‌اند [۴]. در حالی که هندسه اجزاء در این مدل‌ها به شکل عمومی و یا شخص محور قابل دستیابی است، اما در هیچ‌یک خواص

ستون فقرات به عنوان مهمترین عضو سیستم اسکلتی عضلانی و محور حرکات بدن، همواره طی فعالیت‌های روزانه بارهای بزرگی را تحمل می‌نماید. این عضو نقش بسیار مهمی در تحمل و انتقال نیروی وزن و نیروهای خارجی وارده ناشی از حرکات روزمره و بلند کردن بار در نیم تنه‌ی بالایی انسان، ایفا می‌نماید. یکی از عوامل بروز کمر درد در انسان می‌تواند همین نیروهای وارده به کمر باشد. دردهای کمر بسیار شایع بوده بطوریکه اغلب افراد دردهای کمری ناشی از کار یا فعالیت‌های مختلف را در طول عمر خود تجربه می‌کنند [۱]. در این راستا لازم است با استفاده از مدل‌های بیومکانیکی ریسک آسیب ناشی از فعالیت‌های مختلف سنجیده شود.

تشخیص نوع بارگذاری و شرایط ایجاد شده در ستون فقرات زمانی که وضعیت بدن و بارهای خارجی مشخص است، جهت بررسی علل بیماری‌های کمر و دردهای بخش پایینی ستون فقرات از اهمیت بالایی برخوردار است. در حال حاضر مدل‌های عددی به صورت گسترده جهت محاسبه‌ی نیرو و گشتاورهای اعمالی به ستون فقرات طی فعالیت‌های مختلف روزانه به کار

پارامتری خواص اجزاء دیسک (ماده زمینه و هسته) جهت دستیابی به خواص مطلوب است.

۲- مواد و روش

۲-۱- مدل سازی ستون فقرات

در آزمایش خستگی فراصوتی، فرکانسهای خارجی ایجاد شده توسط دست هندسه سه بعدی ساختار استخوانی که شامل مهره‌های L1 تا L5 است، از عکس سی تی اسکن فرد مذکر ۲۶ ساله سالم بازسازی شده است. تقسیم بندی با استفاده از نرم افزار پردازش تصاویر پزشکی میمیکس^۷ انجام شد. سپس از نرم افزار جئومجیک^۸ برای هموارسازی سطوح نامنظم و پاک سازی هندسه از زوایای تند استفاده شده است (شکل ۱-الف).

هندسه به دست آمده با استفاده از نرم افزار هایپر مش^۹، مش بندی شده است. استخوان قشری^{۱۰} و صفحات انتهایی^{۱۱} با استفاده از المان پوسته سه گره‌ای با ضخامت یک میلیمتر مش بندی شده است (شکل ۲-ب و ج). استخوان اسفنجی^{۱۲} المان‌های چهار وجهی چهار گره‌ای دارد (شکل ۲-الف). مش صفحات انتهایی برای ایجاد دیسک با پنج لایه مورد استفاده قرار گرفته است (شکل ۱-ب). آنالئوس فیبرسوس بخش محیطی دیسک بین مهره‌ای را شامل می‌شود و از جنس غضروف است که دارای فیبرهای کلاژن می‌باشد. فیبرهای آنالئوس در حلقه‌هایی با مرکز یکسان و با زاویه‌ی ۳۰ و ۱۵۰ درجه نسبت به محور طولی ستون فقرات در صفحات مجاور در اطراف هسته قرار گرفته‌اند (شکل ۱-ج) [۲۱ و ۲۲]. برای مدل سازی فیبرهای آنالئوس از فنر تک جهته غیر خطی استفاده شده است. حجم دیسک با نسبت (۴۴ درصد هسته و ۵۶ درصد آنالئوس فیبرسوس) با توجه به یافته‌های بافت شناسی تقسیم می‌شود [۲۱ و ۲۳].

رباط‌ها شامل رباط طولی جلویی^{۱۳} (قدامی)، رباط طولی پشتی^{۱۴} (خلفی)، رباط زرد^{۱۵} (فلاوم)، رباط بین خاری^{۱۶} (اینتراسپاینوس)، رباط فوق خاری^{۱۷} (سوپراسپاینوس)، رباط بین عرضی^{۱۸} (اینترترانسورس) و رباط فست کپسولی^{۱۹}

- 7 Mimics
- 8 Geomagic Studio
- 9 Hyper Mesh
- 10 Cortical Bone
- 11 End plate
- 12 Cancellous Bone
- 13 Anterior Longitudinal Ligament
- 14 Posterior Longitudinal Ligament
- 15 Ligamentum Flavum
- 16 Inter Spinal Ligament
- 17 Supra Spinous Ligament
- 18 Inter Transverse Ligament
- 19 Capsular Ligament

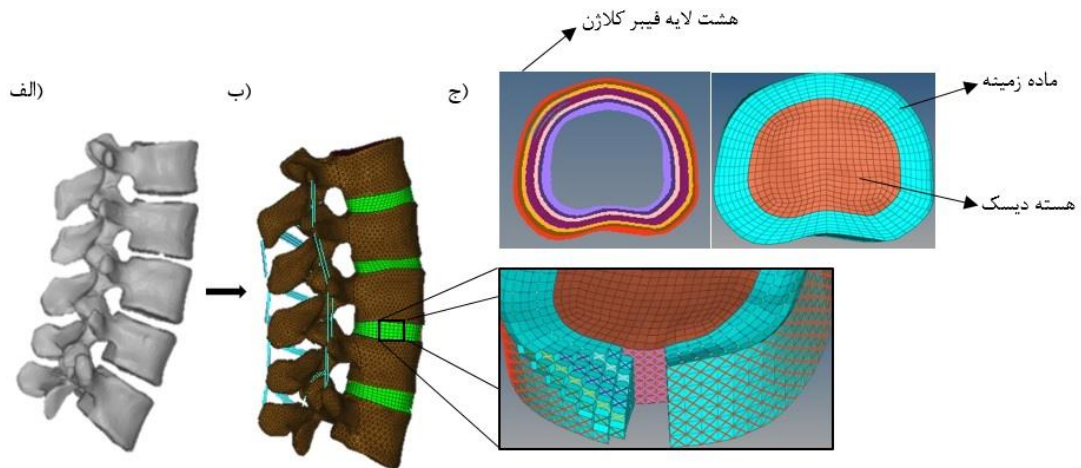
مواد به طور عملی قابل دستیابی نیست بویژه بافت‌های نرم. بطور مثال خواص متنوعی برای رباط‌ها در ادبیات تخصصی ستون فقرات وجود دارد [۵] که نه مختص میانگین جامعه هستند و نه گروه خاصی. همچنین خواصی که برای دیسک در مدل‌های قبلی استفاده شده [۳]، شرایط مشابهی دارند. در نتیجه هر یک از این خواص موجود و استفاده شده در مدل‌های عددی را می‌توان برای سایر مدل‌های عددی نیز به کار گرفت. اما اینکه کدام یک از این خواص به شرایط واقعی نزدیک‌تر است، قابل ادعا نیست. بعلاوه اثر بکارگیری ترکیب متفاوتی از این خواص روی رفتار مکانیکی ستون فقرات مشخص نمی‌باشد.

در این مدل‌های عددی، معمولاً فرض بر این است که ساختارهای آناتومیکی متفاوت یک جزء حرکتی اغلب شامل یک ماده همگن است [۶ و ۷]. این فرض شامل اجزاء مختلف از جمله هسته^۱، رباط‌ها^۲، ساختار استخوانی و آنالئوس فیبرسوس^۳ می‌شود. در مدل‌های با جزئیات بیشتر و دقیق‌تر، آنالئوس فیبرسوس به صورت یک ساختار دو جزئی (ماده زمینه^۴ و شبکه فیبرهای کلاژن^۵) در نظر گرفته می‌شود [۸ و ۹].

مدل‌های المان محدود متنوعی برای مدل ستون فقرات کم‌ری^۶ در زمینه تحقیقات بیومکانیکی معرفی شده است. ستون فقرات کم‌ری شامل ساختارهای پیچیده مانند دیسک بین مهره‌ای، مفاصل فست و رباط‌ها است.

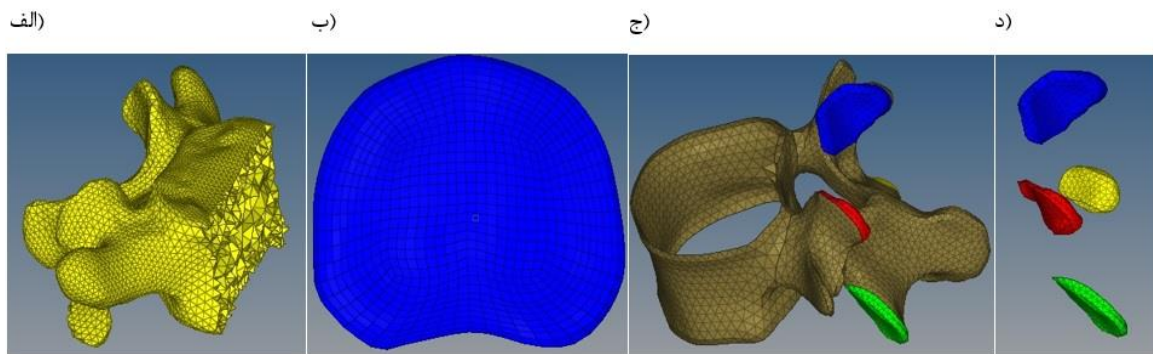
یکی از نگرانی‌های عمده در توسعه مدل‌های المان محدود، روند اعتبار سنجی است [۱۰ و ۱۱]. بسیاری از محققان خواص مواد را به ساختارهای ستون فقرات اختصاص داده و سپس پارامترهای مادی تک متغیر را برای انجام مطالعات پارامتری المان محدود مورد ارزیابی قرار دادند [۱۴-۱۲]. نتایج پیش بینی شده توسط مدل‌های المان محدود با داده‌های آزمایشگاهی در مقیاس مقایسه شده است [۱۷-۱۵]. مطالعات پارامتری محدودی در این زمینه انجام گرفته است و بیشتر مطالعات پارامتری بر روی ستون فقرات گردنی انجام شده است [۱۴ و ۱۸] و یا در زمینه ستون فقرات کم‌ری، حساسیت پارامتری همگرایی مورد بررسی قرار گرفته است [۱۹ و ۲۰]. با توجه به نیاز به هر چه واقعی‌تر شدن مدل‌های المان محدود، بکارگیری خواص ایده‌آل مواد بافت‌های نرم و بویژه ماده زمینه آنالئوس فیبرسوس و هسته یک چالش پیش رو می‌باشد. بنابراین، هدف از این مطالعه بررسی

- 1 Nucleus
- 2 Ligaments
- 3 Annulus Fibrosus
- 4 Ground Substance
- 5 Collagen Fibers
- 6 Lumbar Spine



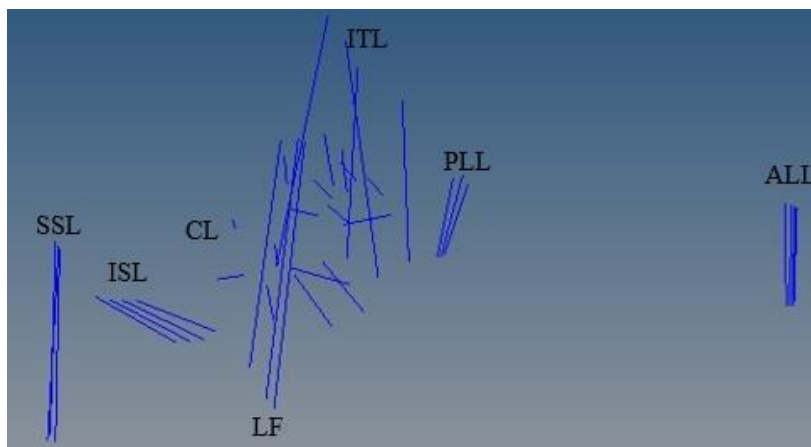
شکل ۱: مراحل توسعه مدل المان محدود الف) بازسازی سه بعدی و پاکسازی المان‌های استخوانی ب) تولید مش و اعمال خواص مواد ج) دیسک

Fig. 1. Step-by-step FE model creation a) 3D reconstruction and cleaning of the bony elements b) Mesh generation and material properties assignment c) Disc



شکل ۲: الف) استخوان اسفنجی ب) صفحات انتهایی ج) استخوان قشری د) مفصل فست (تمامی شکل‌ها مربوط به مهره L4 می‌باشد).

Fig. 2. a) Cancellous bone b) Endplate c) cortical bone d) facet joint



شکل ۳: رباطها

Fig. 3. Ligaments

Table 2. Material properties of the disc components

جدول ۲: خواص مواد اجزاء استخوانی و رباطها

اجزاء دیسک			هایپرالاستیک (مدل مونی-ریولین)	
مورد	C10	C01		
۱	۰/۰۶	۰/۰۱۵		
۲	۰/۱۲	۰/۰۳		
۳	۰/۲۴	۰/۰۶		
۴	۰/۳۶	۰/۰۹		
۵	۰/۴۸	۰/۱۲		
هسته				
۱	۰/۰۹	۰/۰۲۲۵		
۲	۰/۱۸	۰/۰۴۵		
۳	۰/۳۶	۰/۰۹		
۴	۰/۵۴	۰/۱۳۵		
۵	۰/۷۲	۰/۱۸		
ماده زمینه				

Table 1. Material properties of the bony components and ligaments

جدول ۱: خواص مواد اجزاء استخوانی و رباطها

اجزاء استخوانی	رفتار مواد مکانیکی	خواص	منابع
استخوان قشری	الاستیک خطی	$E=12000$ (MPa) $\nu=0.30$	[۲۸ و ۲۹]
استخوان اسفنجی	الاستیک خطی	$E=200$ (MPa) $\nu=0.25$	[۳۰ و ۳۱]
صفحات انتهایی	الاستیک خطی	$E=822$ (MPa) $\nu=0.40$	[۲۸ و ۲۲]
رباطها	غیر خطی	فتری	[۲۷]

است که به صورت فنر تک جهته غیر خطی مدل شده است (شکل ۳) [۲۴]. مدل سازی مفصل فست^۱، تماس سطح به سطح بدون اصطکاک می باشد (شکل ۲-د) [۲۰].

۲-۲- خواص مواد

رفتار ساختار استخوانی و صفحات انتهایی الاستیک خطی فرض شده است. خواص آنالئوس و هسته دیسک به صورت ماده هایپرالاستیک طبق مدل مونی-ریولین^۲ مرتبه اول می باشد. خواص اجزاء استخوانی به طور خلاصه در جدول ۱ آورده شده است. نمودار نیرو جابجایی غیر خطی برگرفته شده از پژوهش روهمن و همکارانش [۲۷] به رباطها اختصاص یافته است. فیبرهای آنالئوس رابطه نیرو جابجایی غیر خطی دارند که سختی آنها از لایه درونی به بیرونی افزایش می یابد [۹ و ۲۳].

با توجه به پیچیده بودن رفتار واقعی دیسک که ماده ای کامپوزیتی می باشد، تعیین کردن رفتار آن بسیار مشکل می باشد. رفتار مکانیکی (تنش- کرنش) مایع ژل مانند هسته و یا ماده زمینه آنالئوس و یا تک تک فیبرهای کلاژنی در آزمایشگاه قابل اندازه گیری است، اما بصورت مستقل. این در حالی است که رفتار این مواد در کنار هم و در کامپوزیت دیسک متفاوت از رفتار جداگانه آنها می باشد و تعیین آن به روش آزمایشگاهی بسیار مشکل است. رفتار کلی کامپوزیت دیسک (گشتاور-چرخش و یا نیرو-جابجایی) نیز در آزمایشات مختلف گزارش شده است.

مطالعات عددی پیشین نیز بدین ترتیب عمل کرده اند که با توسعه

1 Facet joint
2 Mooney-Rivlin

مدل عددی رفتار مستقل (تنش-کرنش) هر جزء کامپوزیت را از مطالعات آزمایشگاهی گرفته و به مدل عددی اختصاص داده اند. سپس رفتار کلی (گشتاور- چرخش و یا نیرو- جابجایی) را با استفاده از مدل های عددی محاسبه کرده و با رفتار کلی آزمایشگاهی مقایسه کرده اند که معمولاً یکسان نبوده است (به این دلیل که هم هندسه و هم خصوصیات مواد متفاوت بوده است). سپس با اعمال ضرایبی به رفتار مستقل (تنش-کرنش) هر جزء کامپوزیت سعی کرده اند که رفتار کلی (گشتاور-چرخش و یا نیرو-جابجایی) مدل عددی با نمونه آزمایشگاهی یکسان گردد؛ به عبارت دیگر خصوصیات مواد را کالیبره کرده اند. بدین ترتیب، با مراجعه به مطالعات عددی مختلف به ضرایب متفاوتی از خصوصیات رفتاری برخورد می کنیم. از آنجا که مدل ها متفاوت بوده است، ضرایب هم متفاوت بوده است. در مطالعه حاضر، این ضرایب متفاوت از مدل های مختلف قبلی که هشت مورد از آنها در مرجع [۳۱] جمع شده است، استخراج شده است.

خواص اجزاء دیسک (ماده زمینه و هسته) در پنج مورد متفاوت همانطور که در جدول ۲ آورده شده است، مورد بررسی قرار گرفته است. این موارد از ادبیات تخصصی استخراج شده است و در توسعه مدل های اجزاء محدود قبلی بکار گرفته شده اند [۳ و ۳۱].

تخمین این ضرایب معمولاً به روش سعی و خطا می باشد [۲۳ و ۳۳-۳۴]. بدین ترتیب که با سعی و خطا ضرایب ماده هایپرالاستیک مونی-ریولین را طوری تخمین می زنند که چرخش های مدل اجزای محدود با چرخش آزمایشگاهی در روی جسد که در آزمایش درون کشتگاهی^۲ گزارش شده

بر رفتار مدل تعیین شده است.

۲-۳- بارگذاری و شرایط مرزی

آنالیز المان محدود با استفاده از حل کننده ضمنی آباکوس^۱ انجام شد. برای حداقل رساندن چرخش میان مهره‌ای و بهبود پایداری ستون فقرات تحت فشار در حالی که فاقد عضلات است، نیروی فشاری (بار پیرو^۲) که خط عمل آن در راستای انحنای ستون فقرات و از مرکز بدنه مهره عبور می‌کند، اعمال شده است [۳۴ و ۳۵]. این بار پیرو با استفاده از فنر تک جهته از پیش فشرده شده که بین دو مرکز بدنه مهره قرار گرفته، اعمال شده است [۳۶]. بارگذاری در پنج حالت متفاوت فلکشن^۳، اکستنشن^۴، خمش جانبی^۵، چرخش محوری^۶ و بارگذاری ترکیبی (یکی از چهار حالت بارگذاری گفته شده به همراه بار پیرو) می‌باشد. اعمال بار به طور یکنواخت به صفحه انتهایی بالای L۱ صورت می‌پذیرد. صفحه انتهایی پایینی L۵ نیز به صورت کامل (بدون حرکت در هر شش جهت) ثابت می‌باشد.

از آنجایی که در ادامه این مقاله، نتایج مدل جزء حرکتی L۴-L۵ با نتایج موجود در منابع مقایسه شده است، ذکر این نکته ضروری به نظر می‌رسد که در این پژوهش، همانطور که پیشتر نیز بیان شد، یک مدل از قسمت کمری ستون فقرات شامل مهره‌های L۱ تا L۵ توسعه داده شده است که هندسه آن بر اساس داده‌های هندسی یک فرد مذکر ۲۶ ساله سالم می‌باشد و متفاوت از هندسه نمونه‌های درون‌کشتگاهی و مدل‌های سایر مطالعات است که مسلماً میزان تفاوت‌ها و شباهت‌های هندسی قابل بررسی نیست. مدل جزء حرکتی L۴-L۵ نیز مدل جدید یا متفاوتی از مدل اصلی ناحیه کمری L۱-L۵ نیست؛ بلکه دقیقاً همان مدل ستون فقرات کمری L۱-L۵ می‌باشد که مهره‌های L۱ تا L۳ و دیسک‌های مرتبط با این مهره‌ها حذف شده است. هر دو مدل اصلی ستون فقرات کمری L۱-L۵ و جزء حرکتی L۴-L۵ دارای شرایط مرزی تکیه‌گاهی گیردار در صفحه پایینی مهره‌ی L۵ هستند، که این شرایط مرزی دقیقاً همان شرایط مرزی اعمال شده به نمونه‌های درون‌کشتگاهی و مدل‌های سایر مطالعات می‌باشد. گشتاور اعمالی در مدل اصلی لومبار L۱-L۵ به مهره L۱ اعمال شده است و در جزء حرکتی L۴-L۵ به مهره اعمال L۴ شده است که بارگذاری‌ای دقیقاً مشابه با نمونه‌های درون‌کشتگاهی و مدل‌های سایر مطالعات عددی می‌باشد. از آنجا که تحلیل‌های بکاررفته هم استاتیکی می‌باشند، حتی اگر مهره‌های

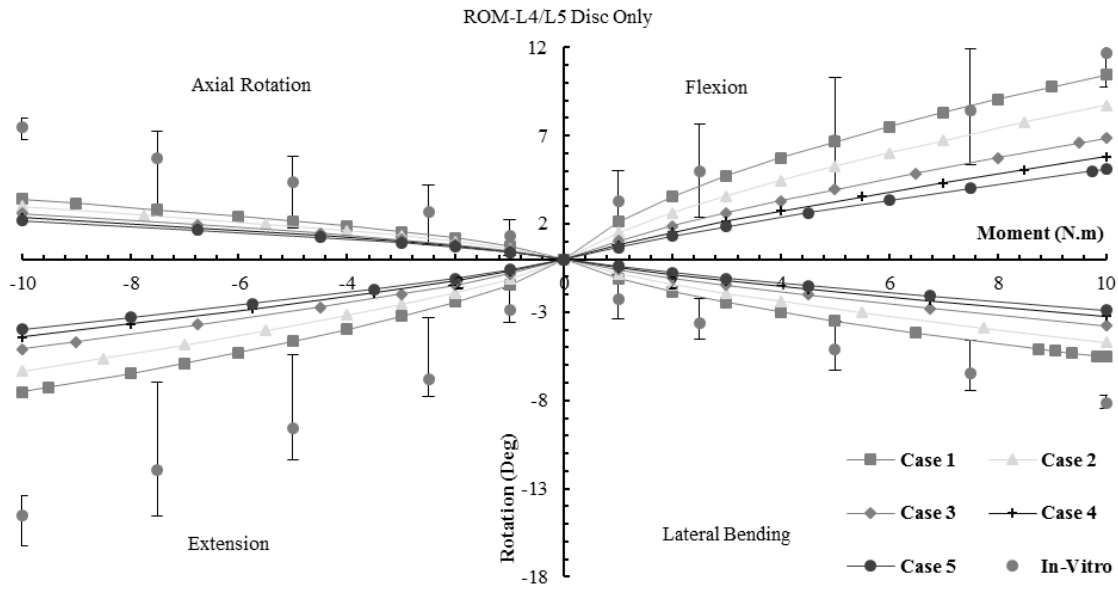
است [۲۵]، مشابه گردد. با توجه به تجربی و تقریبی بودن این ضرایب، مدل‌های اجزای محدود قبلی عملاً ضرایب را کالیبره می‌کنند (بصورت خطی و با یک ضریب ثابت) تا چرخش‌های مدل با چرخش‌های درون‌کشتگاهی همسان گردد [۳۱]. در تحقیق حاضر، ضرایب ماده هاپیرالاستیک مونی-ریولین برگرفته از پژوهش اشمیت و همکارانش [۳۲] بوده و نسبت تغییرات آنها برگرفته از مدل‌های مختلف مقایسه شده در پژوهش دریشف و همکارانش [۳۱] می‌باشد.

ذکر این نکته لازم است که دلیل اینکه فقط هسته و ماده زمینه در این مطالعه بررسی شده است، موجود بودن خواص مختلف برای این مواد است. بعلاوه، افزایش پارامترهای مورد بررسی عملاً محاسبات را پیچیده کرده و رسیدن به یک ترکیب مطلوب را غیر عملی می‌کند. در مطالعات گذشته، اگرچه خواص فیبرهای کلاژنی به مدل‌ها اختصاص داده شده است ولی هیچ جزئیاتی از آنها بیان نشده است.

به هر صورت این نگرانی همواره وجود دارد که مطالعات درون‌کشتگاهی بسیار محدود بوده [۲۳ و ۲۶-۲۵] و تمامی ویژگی‌های هندسه و خصوصیات مواد در این نمونه‌های قابل برداشت نبوده است. حتی در صورت برداشت گزارش نشده است و در دسترس سایرین نیست. در نتیجه این امری پذیرفته شده است که ویژگی‌های هندسی و خصوصیات مواد مدل‌های اجزاء محدود دقیقاً مشابه مدل‌های جسد نباشند. در نتیجه مقایسه‌ها معمولاً با طیف (بازهی) پاسخ صورت می‌گیرد که دامنه گسترده‌ای دارند. با این حال شرایط مرزی و بارگذاری در تمامی مدل‌های بسط داده شده و در مدل حاضر عیناً یکسان با شرایط مرزی و بارگذاری آزمایشات درون‌کشتگاهی می‌باشد.

صرف نظر از ویژگی‌های هندسی که در هیچ یک از نمونه‌های درون‌کشتگاهی و مدل‌های سایر مطالعات عددی قابل مقایسه نیست، شرایط مرزی و بارگذاری در همه‌ی آنها و مدل حاضر یکسان است. مطالعات درون‌کشتگاهی که رفتار ستون فقرات کمری یا جزء حرکتی را بررسی کرده‌اند معمولاً به دنبال تعیین خصوصیات مواد نبوده‌اند و یا در صورت تعیین آنها را گزارش نکرده‌اند. اگرچه مطالعات درون‌کشتگاهی دیگری هستند که مستقلاً خصوصیات مواد را تعیین کرده‌اند که طیف گسترده‌ای دارند. در مدل‌سازی‌های عددی در بعضی موارد از این خصوصیات مواد استفاده شده است و در سایر موارد بصورت معکوس خصوصیات مواد تخمین زده شده است. از آنجا که این خصوصیات در مدل‌های مختلف گزارش شده است که تفاوت‌های زیادی هم در گزارشات متفاوت وجود دارد، در این مقاله این خصوصیات بصورت پارامتری بررسی شده است و تاثیر آنها

1 Abaqus
2 Follower Load (FL)
3 Flexion
4 Extension
5 Lateral Bending
6 Axial Rotation



شکل ۴: چرخش میان مهره‌ای برای دیسک L4/L5 (محدوده داده‌های آزمایشگاهی با نشانگر خط در شکل‌ها مشخص شده است)

Fig. 4. Intervertebral rotation of L4/L5 disc only (The in-vitro data range is indicated by the error bar in the figures)

۳-۱- چرخش میان مهره‌ای جزء حرکتی L4/L5

در شکل ۴ چرخش میان مهره‌ای دیسک نشان داده شده است که در آن تطابق خوبی با نتایج آزمایشگاهی هوئر و همکارانش [۲۵] در مورد یک وجود دارد ولی در سایر موارد چرخش میان مهره‌ای، مطالعه عددی کوچکتر از نتایج آزمایشگاهی است. واضح است که با افزایش سختی ماده زمینه دیسک، چرخش میان مهره‌ای در هر چهار حالت بارگذاری کاهش می‌یابد. میزان کاهش چرخش میان مهره‌ای در حالت بارگذاری فلکشن حداکثر ۵/۳ درجه است که تقریباً به نصف کاهش یافته است. حداکثر کاهش در بارگذاری‌های اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری نیز به ترتیب ۳/۶، ۲/۶ و ۱/۲ درجه است که تقریباً نصف چرخش حداکثر برای هر سه حالت است.

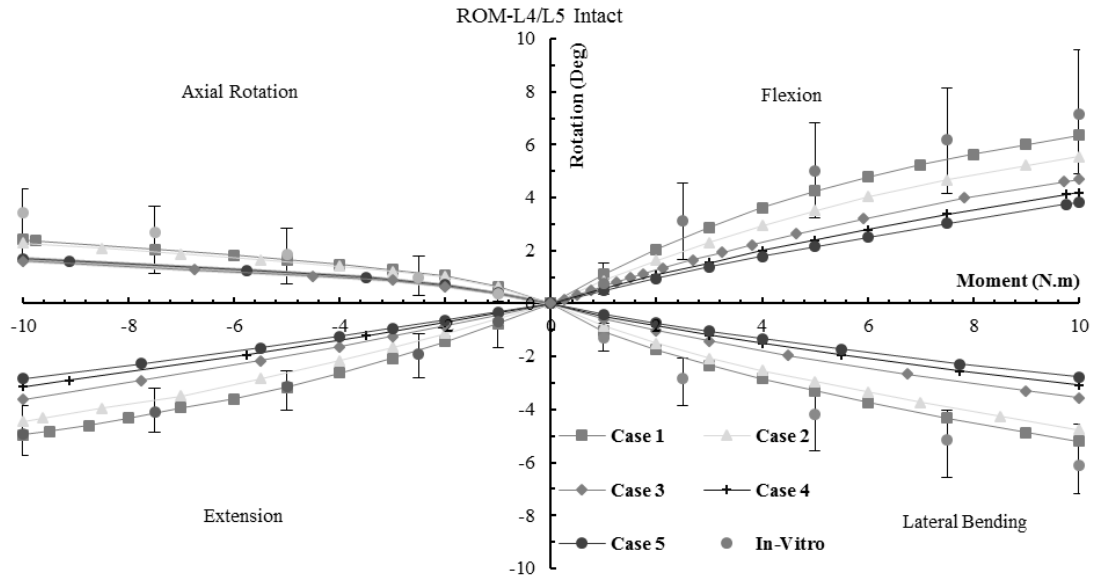
در شکل ۵ نتایج چرخش میان مهره‌ای بدست آمده برای جزء حرکتی L4/L5 و چهار حالت بارگذاری متفاوت، با داده‌های آزمایشگاهی هوئر و همکارانش [۲۵] مقایسه شده است. داده‌های مورد یک و دو کاملاً در محدوده داده‌های آزمایشگاهی قرار دارد. در این حالت نیز با افزایش سختی ماده زمینه دیسک، چرخش میان مهره‌ای کاهش می‌یابد و نهایتاً برای موارد سه تا پنج کمتر از محدوده داده‌های آزمایشگاهی می‌شود. میزان این کاهش در حالت بارگذاری فلکشن حداکثر ۲/۵ درجه است. حداکثر کاهش در بارگذاری‌های اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری به ترتیب ۲/۴، ۲/۱ و ۰/۷ درجه است.

تا L3 و دیسک‌های مرتبط با این مهره‌ها حذف نمی‌شود، با اعمال گشتاور به مهره L4 همان رفتار جزء حرکتی L4-L5 بدست می‌آید؛ اما برای بهبود کارآمدی محاسباتی قسمت‌های اضافی حذف شده‌اند.

۳- نتایج و بحث

از میان پارامترهای پاسخ ستون فقرات در برابر بارهای خارجی معمولاً چرخش بین مهره‌ای و فشار میان دیسکی^۱ دو پارامتر تعیین کننده هستند. چرخش بین مهره‌ای، سینماتیک سیستم در حرکت‌های ارادی و غیر ارادی را نشان می‌دهد و بیانگر پایداری سیستم ستون فقرات می‌باشد. فشار میان دیسکی، سینتیک سیستم در برابر بارهای خارجی را نشان می‌دهد و از آنجا که اندازه‌گیری نیروی تولید شده در هر مقطع از ستون فقرات تقریباً غیر عملی است، فشار میان دیسکی بیان کننده تقریبی و غیرمستقیم این نیروها می‌باشد. در ادامه، هم چرخش بین مهره‌ای و هم فشار میان دیسکی برای فقط دیسک بین مهره‌ای L4/L5 (فقط دیسک و بدون وجود رباط‌ها و فست‌ها) و یک جزء حرکتی سالم L4/L5 (دیسک، مهره‌ها، رباط‌ها و فست‌ها) با در نظر گرفتن خصوصیات ماده‌ای متفاوت برای دیسک (پنج مورد مطالعاتی) بررسی شده است. شرایط مورد بررسی این مطالعه عددی قابل مقایسه با گزارشات آزمایشگاهی درون کشتگاهی می‌باشد.

1 IntraDiscal Pressure (IDP)



شکل ۵: چرخش میان مهره‌ای برای جزء حرکتی L4/L5

Fig. 5. Intervertebral rotation of L4/L5 intact

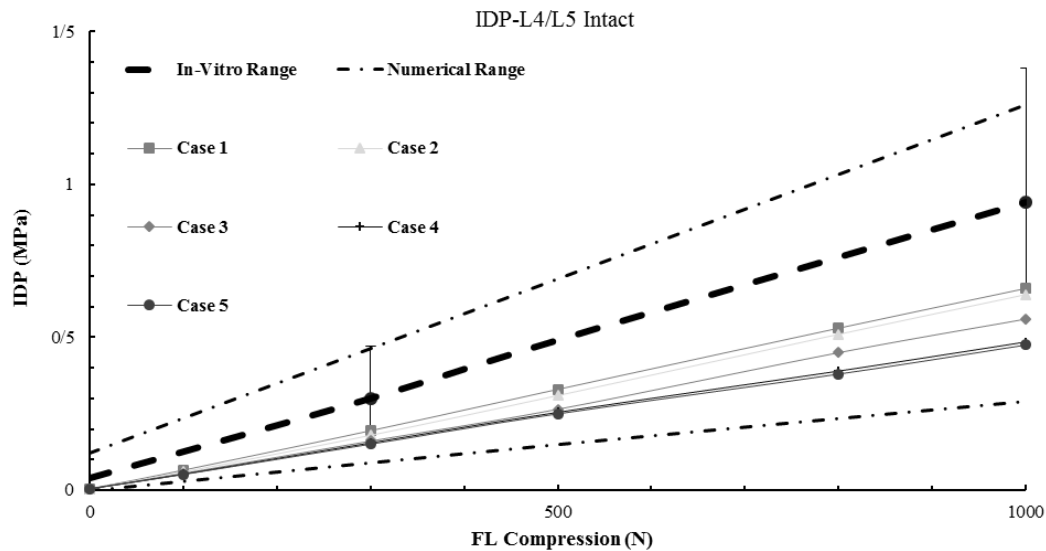
نقطه فشار در دو جهت متفاوت است [۳۷]. نتایج فشار میان دیسکی برای جزء حرکتی L4=L5 در حالت بارگذاری ترکیبی و بار پیرو به همراه مقایسه با نتایج مطالعات عددی پیشین [۳ و ۳۸] و داده‌های آزمایشگاهی [۳۹] آورده شده است. در شکل ۶ مقادیر فشار میان دیسکی برای نیروی فشاری برابر با ۱۰۰۰ N به دست آمده است. همانطور که از نمودار شکل ۶ مشخص است، با افزایش نیروی فشاری، فشار میان دیسکی تقریباً به صورت خطی افزایش پیدا می‌کند. اگرچه مقادیر فشار میان دیسکی در تمامی موارد در محدوده مطالعات عددی [۳] قرار دارد ولی نسبت به نتایج آزمایشگاهی [۴۰] کمتر هستند، بطوری‌که فقط نتایج موارد یک و دو در مرز پایینی نتایج آزمایشگاهی قرار می‌گیرند. همچنین نتایج نشانگر این مطلب است که بیشترین میزان این فشار در انتهای بار فشاری ۰/۶۶ و کمترین آن ۰/۴۸ مگاپاسکال است که به ترتیب مربوط به نمونه مطالعاتی پنجم و اول است.

در شکل‌های ۷ و ۸ مقادیر فشار میان دیسکی برای بارگذاری ترکیبی (گشتاور اعمالی به همراه بار پیرو) آورده شده است. داده‌های آزمایشگاهی از مطالعه اندرسون و شولتز [۴۰] و شولتز و همکارانش [۲۶] گردآوری شده است. همانطور که از نمودارها واضح است در حالت اکستنشن و چرخش محوری نتایج دقیقاً در محدوده نتایج آزمایشگاهی می‌باشد. در حالت فلکشن و خمش جانبی نتایج به دست آمده از مدل اجزاء محدود با داده‌های آزمایشگاهی تطابق کمتری دارند و فشارهای میان دیسکی کمتری را نشان می‌دهند. میزان حداقل و حداکثر فشار میان دیسکی در حالت فلکشن به

میزان تاثیر سختی ماده دیسک در مورد فقط دیسک نسبت به جزء حرکتی سالم در بارگذاری‌های فلکشن و اکستنشن حدود ۱۰ درصد بیشتر است در حالی‌که در بارگذاری‌های خمش جانبی و چرخش محوری تقریباً ناچیز است. دلیل این موضوع می‌تواند تاثیر بسیار زیاد رباطها و فست‌ها در باربری در بارگذاری‌های فلکشن و اکستنشن باشد در حالی‌که رباطها و فست‌ها در بارگذاری‌های خمش جانبی و چرخش محوری تاثیر به مراتب کمتری از دیسک دارند [۵]. از میان خواص مختلفی که برای دیسک در مدل‌های عددی قبلی تا به امروز در جدول ۲ ارائه شده است [۳]، موارد یک و دو تطابق بیشتری به لحاظ سینماتیکی در مقایسه با نتایج آزمایشگاهی نشان می‌دهند. نتیجه مطالعه حاضر تاییدکننده مطالعه قبلی توسط اشمیت و همکاران [۲۳] می‌باشد، که خواصی معادل خواص مورد دو این مطالعه را برای دیسک پیشنهاد کردند. اگرچه مطالعه آنها صرفاً بر اساس مقایسه با چرخش میان مهره‌ای می‌باشد و فشار میان دیسکی را کاملاً نادیده گرفته‌اند.

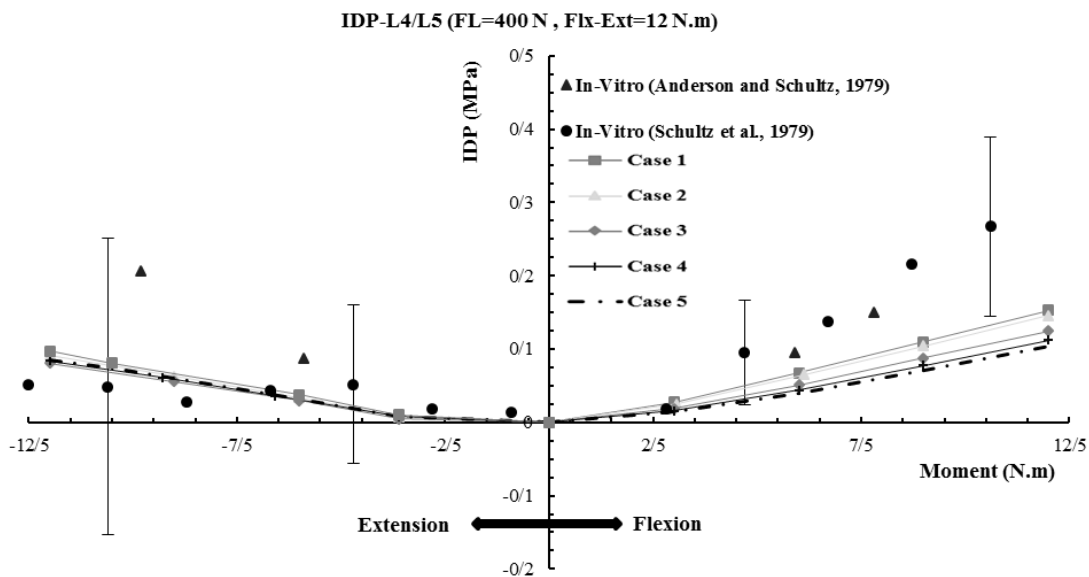
۳-۲- فشار میان دیسکی

فشار میان دیسکی در واقع میزان فشار متوسطی است که در هسته دیسک وجود دارد. در بسیاری از مطالعات عددی قبلی این فشار کاملاً یکنواخت و یک فشار هیدرواستاتیکی در نظر گرفته شده است [۳]. در حالیکه در واقعیت این فشار در نقاط مختلف درون هسته دیسک متفاوت بوده و نتایج آزمایشگاهی درون کشتگاهی نشان می‌دهد که حتی در یک



شکل ۶: فشار میان دیسکی L4/L5 برای نیروی فشاری برابر با ۱۰۰۰ نیوتن

Fig. 6. Intradiscal pressure of L4/L5 intact for FL=1000 N

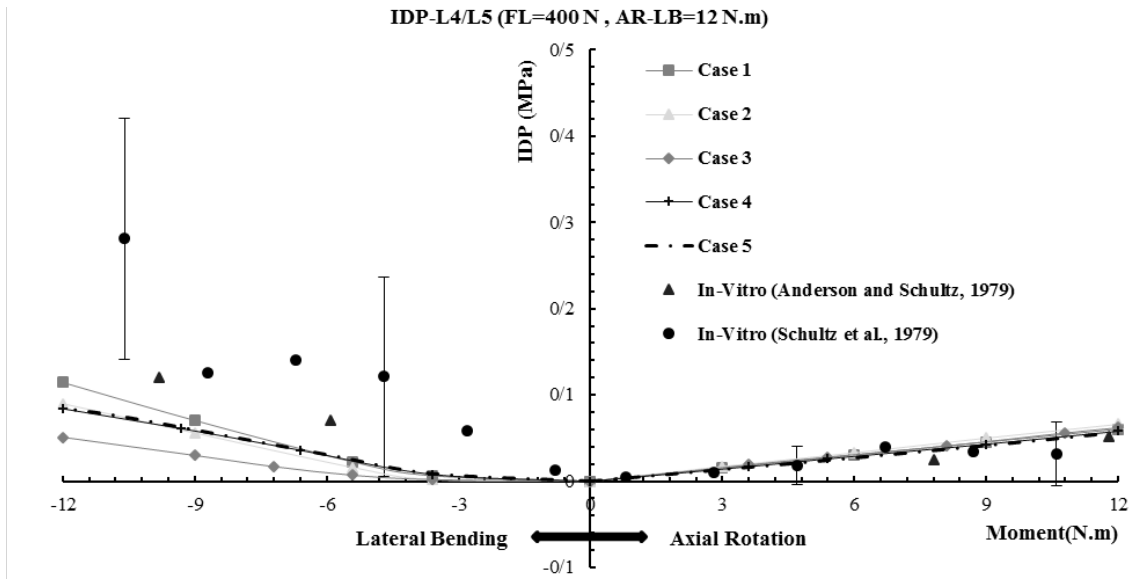


شکل ۷: فشار میان دیسکی L4/L5 برای بارگذاری ترکیبی، بار پیرو بعلاوه فلکشن یا اکستنشن

Fig. 7. Intradiscal pressure of L4/L5 intact for combined loads (FL + Flexion/Extension)

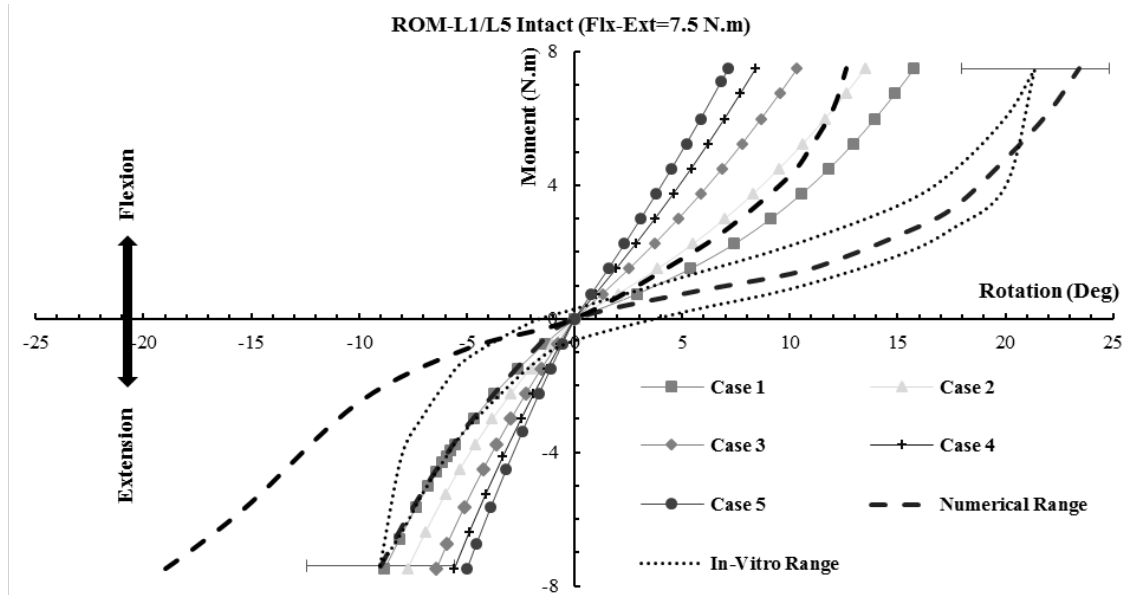
است که هم داده‌های آزمایشگاهی پراکندگی زیادی دارند (شکل‌های ۶ تا ۸) و هم نتایج مدل‌های عددی قبلی (شکل ۶). لذا نتایج بدست آمده از مدل حاضر نیز بطور نسبی قابل قبول است. نکته قابل توجه این است که تاثیر سختی دیسک بر روی چرخش میان مهره‌ای معکوس تاثیر آن بر فشار میان دیسکی می‌باشد. بطوری‌که

ترتیب ۰/۱۵ و ۰/۱ مگاپاسکال می‌باشد. این مقادیر در بارگذاری اکستنشن به ترتیب ۰/۱ و ۰/۰۸ می‌باشد. قابل ذکر است که هندسه دیسک تاثیر بسزایی در مقایسه نتایج فشار میان دیسکی دارد. اگرچه میزان بار اعمالی یکسان است ولی بدلیل سطح مقطع متفاوت فشار میان دیسکی متفاوتی حاصل می‌شود. به همین دلیل



شکل ۸: فشار میان دیسکی $L4/L5$ برای بارگذاری ترکیبی، بار پیرو بعلاوه خمش جانبی یا چرخش محوری

Fig. 8. Intradiscal pressure of $L4/L5$ intact for combined loads (FL + Axial Rotation/Lateral Bending)

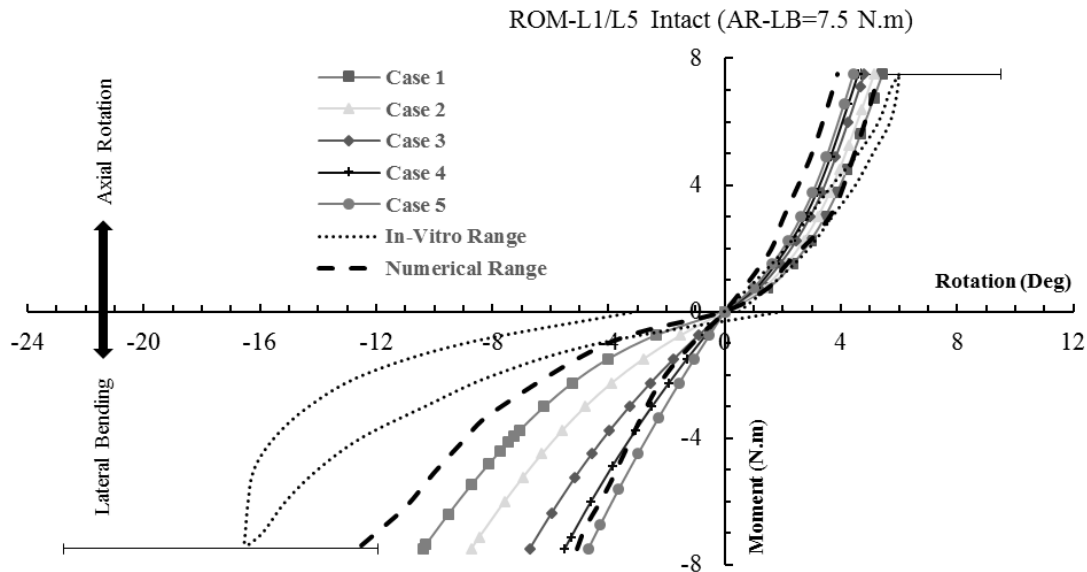


شکل ۹: چرخش ستون فقرات کمری در فلکشن و اکستنشن

Fig. 9. Intervertebral rotation of lumbar spine ($L1/L5$) in flexion and extension

بدست آوردن خواص فیبرهای کلاژنی چه به لحاظ هندسی و چه به لحاظ خواص ماده به آسانی خواص ماده زمینه دیسک نیست. شاید بتوان با کاهش سختی فیبرهای کلاژنی، چرخش میان مهره‌ای را به داده‌های آزمایشگاهی نزدیک‌تر کرد و همزمان با آن، با افزایش سختی ماده زمینه دیسک فشار میان دیسکی را نیز به داده‌های آزمایشگاهی نزدیک‌تر نمود. نتایج مطالعات قبلی نیز تایید کننده این مطلب است که زاویه فیبرهای کلاژنی و چگونگی

با افزایش سختی دیسک، چرخش میان مهره‌ای کمتر شده درحالی که فشار میان دیسکی بیشتر می‌شود که به لحاظ مکانیکی قابل انتظار می‌باشد. این اثر معکوس شرایط را برای رسیدن به حالت بهینه و مطلوب خواص دیسک پیچیده می‌کند. به نظر می‌رسد که سختی ماده زمینه دیسک به تنهایی پارامتر کافی برای رسیدن به این شرایط نیست و تاثیر فیبرهای کلاژنی نیز باید در این سیستم بطور هم‌زمان در نظر گرفته شود. اگرچه



شکل ۱۰: چرخش $L1/L5$ ستون فقرات کمری در چرخش محوری و خمش جانبی

Fig. 10. Intervertebral rotation of lumbar spine (L1/L5) in axial rotation and lateral bending

است. میزان تغییر در محدوده حرکتی در حالت چرخش محوری ۱۸ درصد و در حالت خمش جانبی ۵۵ درصد است. رباطها و فست‌ها تأثیر بسزایی در چرخش ستون فقرات دارند و دلیل سفت‌تر بودن مدل حاضر نسبت به نمونه آزمایشگاهی عدم کالیبراسیون رباطها و فست‌ها می‌باشد. زیرا مدل حاضر از تصاویر سی‌تی‌اسکن^۱ بازتولید شده است و سعی بر آن شده است تا هندسه مدل کمترین تغییرات و اصلاحات را داشته باشد. این در حالی است که سفت‌تر بودن مدل‌های عددی نسبت به نمونه‌های آزمایشگاهی همیشه بحث چالش برانگیزی بوده است [۳].

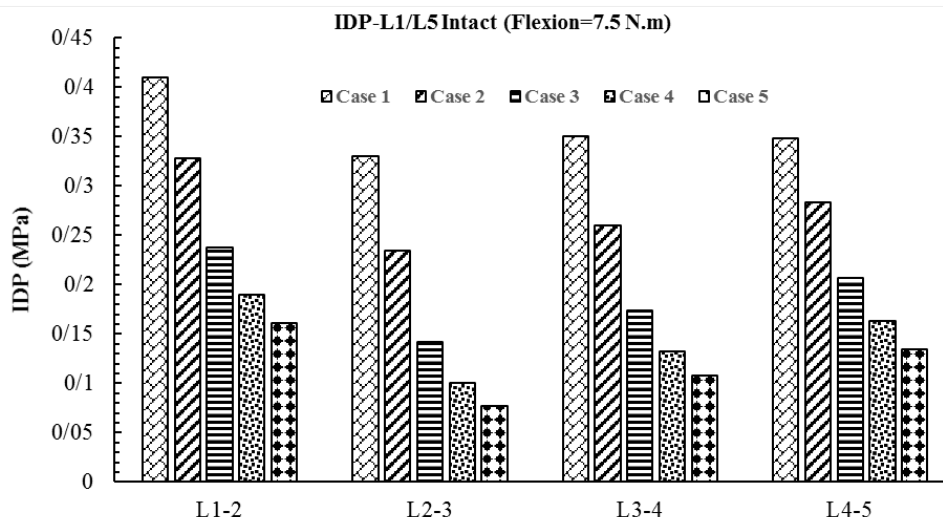
فشار میان دیسکی برای هر چهار دیسک ستون فقرات کمری در انتهای بارگذاری در شکل‌های ۱۱ تا ۱۴ نشان داده شده است. از نمودارهای شکل‌های ۱۱ تا ۱۴ مشخص است که فشار میان دیسکی در هر چهار حالت بارگذاری، بیشترین مقدار را در دیسک $L1/L2$ دارا می‌باشد. همانطور که قبلاً نیز اشاره شد در یک بارگذاری مشخص، هندسه دیسک در فشار میان دیسکی تأثیر بسزایی دارد. در مدل حاضر نیز سطح مقطع دیسک $L1/L2$ کوچکتر از سایر دیسک‌ها است (سطح مقطع دیسک‌های $L1/L2$ ، $L2/L3$ ، $L3/L4$ و $L4/L5$ به ترتیب ۷۸۶۳، ۷۹۶۲، ۸۶۷۷ و ۱۲۱۱۲ میلی‌متر مربع می‌باشد) در نتیجه منطقی است که میزان فشار میان دیسکی در این دیسک بالاتر باشد. اگرچه پارامترهای دیگری نیز در این فرایند موثر هستند. بطور

تجمع آن‌ها در موقعیت‌های مختلف (قدامی، خلفی و یا جانبی) در درون ماده زمینه بسیار در چرخش میان مهره‌ای موثر است [۲۳]. در حالی که در بارگذاری فشاری در این مطالعه نشان داده شد که خود ماده زمینه و مایع درون دیسک در تولید فشار میان دیسکی موثر هستند و تأثیر فیبرهای کلاژنی ناچیز است (شکل ۶).

۳-۳- فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای $L1/L5$

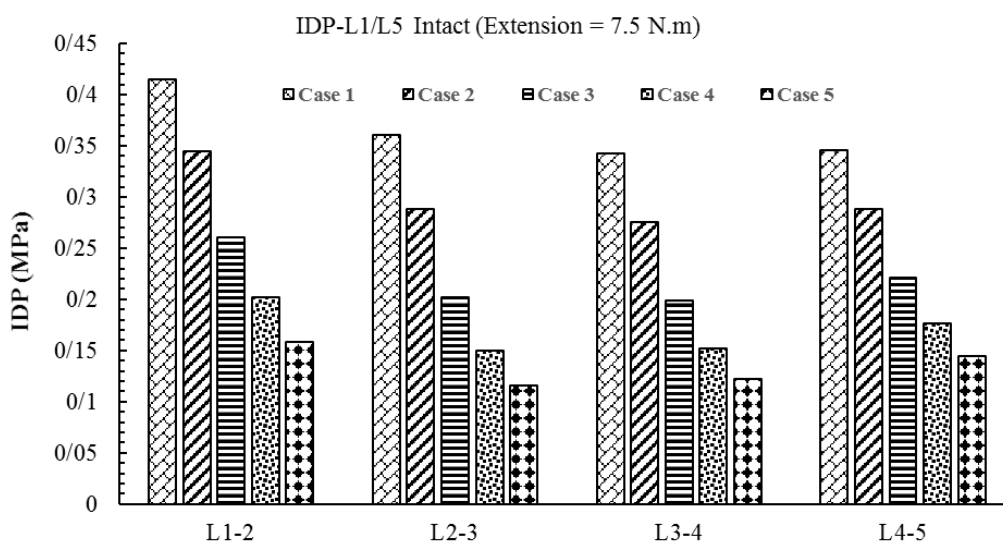
داده‌های آزمایشگاهی برای تمام ستون فقرات کمری ($L1/L5$) کمتر قابل دسترس است. محدوده نتایج مطالعات عددی قبلی از پژوهش دریشف و همکارانش [۳۱] و داده‌های آزمایشگاهی از پژوهش روهمن و همکارانش [۳] گرفته شده است. نتایج بارگذاری فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری به میزان $7/5$ نیوتون متر برای تمام ستون فقرات کمری ($L1/L5$) به دست آمده است. در شکل ۹ محدوده حرکتی برای بارگذاری فلکشن و اکستنشن نمایش داده شده است. در حالت بارگذاری فلکشن، اختلاف مورد پنجم نسبت به اول در حدود ۵۵ درصد است در صورتیکه این اختلاف در بارگذاری اکستنشن ۴۴ درصد می‌باشد. در شکل ۱۰ نیز محدوده حرکتی ستون فقرات کمری در حالت بارگذاری چرخش محوری و خمش جانبی نشان داده شده است. در این دو بارگذاری نیز نتایج مطالعات عددی قبلی از پژوهش دریشف و همکارانش [۳۱] و داده‌های آزمایشگاهی از پژوهش روهمن و همکارانش [۳] وجود دارد. در حالت چرخش محوری تأثیر خواص هسته بر روی محدوده حرکتی بسیار کمتر از حالت خمش جانبی

1 CT-Scan



شکل ۱۱: فشار میان دیسکی ستون فقرات کمری در بارگذاری فلکشن

Fig. 11. Intradiscal pressure of lumbar spine in flexion



شکل ۱۲: فشار میان دیسکی ستون فقرات کمری در بارگذاری اکستنشن

Fig. 12. Intradiscal pressure of lumbar spine in extension

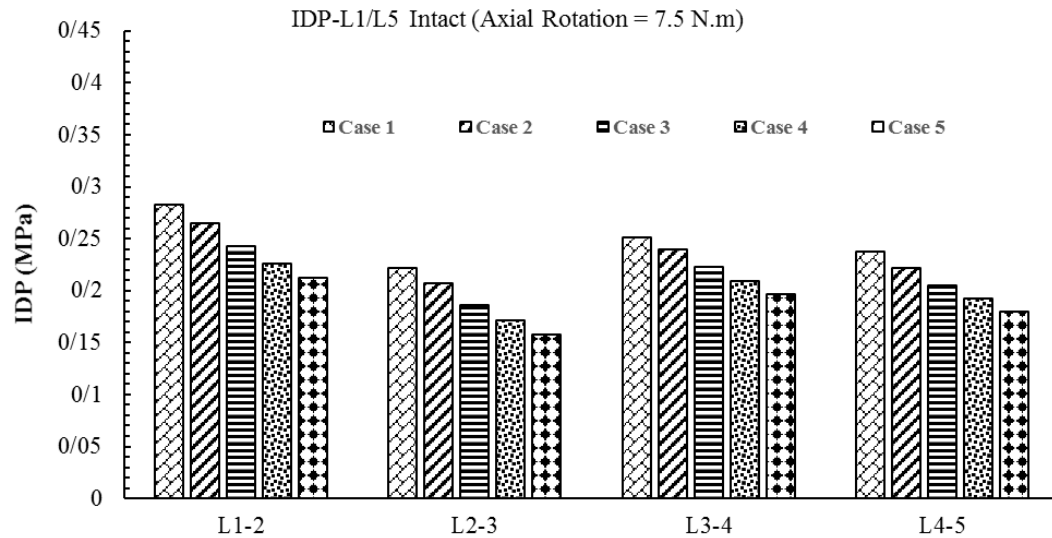
حالت خمش جانبی ۷۳/۶ و ۹۸ درصد و در حالت چرخش محوری ۲۱/۵ و ۲۸/۸ درصد می‌باشد.

۴- نتیجه گیری

ایده اصلی این پژوهش از مقاله دریشف و همکارانش حاصل شده است. در این مرجع ۸ مدل موجود با هم مقایسه شده‌اند. این مدل‌ها در شرایط مرزی و بارگذاری دقیقاً یکسان هستند اما در هندسه و خواص مواد متفاوت

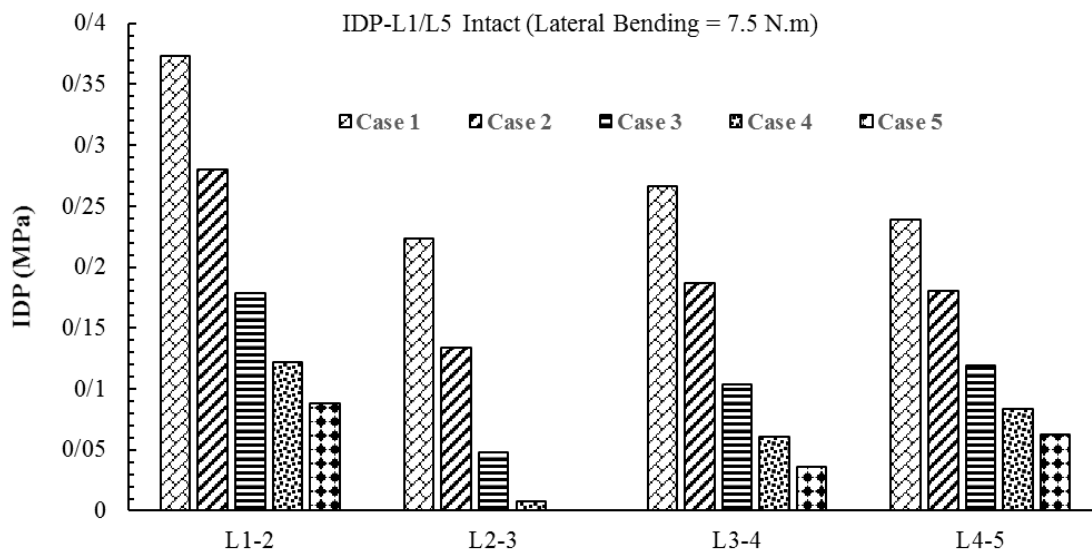
مثال نیرویی که از طرف رباطها در حالت فلکشن برای مقاومت در برابر چرخش تولید می‌شود، نیروی اعمال شده به دیسک را افزایش می‌دهد [۴۱]. در نتیجه برای یک نمونه مطالعاتی مشخص میزان فشار میان دیسکی در حالت فلکشن بیشترین مقدار را دارد.

حداقل و حداکثر میزان کم شدن فشار میان دیسکی برای موردهای یک تا پنج در حالت فلکشن به ترتیب ۶۰/۷ و ۷۶/۶ درصد می‌باشد. حداقل و حداکثر این میزان در حالت اکستنشن به ترتیب ۵۸/۱ و ۶۷/۸ درصد، در



شکل ۱۳: فشار میان دیسکی ستون فقرات کمری در بارگذاری چرخش محوری

Fig. 13. Intradiscal pressure of lumbar spine in lateral bending



شکل ۱۴: فشار میان دیسکی ستون فقرات کمری در بارگذاری خمش جانبی

Fig. 14. Intradiscal pressure of lumbar spine in axial rotation

مختلف خواص دیسک خود را طوری انتخاب کرده‌اند که اعتبار آنها با توجه به داده‌های واقعی و آزمایشگاهی حاصل شود. اما خواص دیسک یک مدل، لزوماً برای یک مدل دیگر با هندسه و مشخصات متفاوت اعتباری را تضمین نمی‌کند. اتفاقاً دلیل وجود خواص مختلف هم همین است (خواص مختلف هستند تا اعتبار در برابر داده‌های واقعی صحت سنجی شود). نوآوری این تحقیق نوع اثرات خواص دیسک در رفتار مدل می‌باشد که در این پژوهش

هستند در حالیکه پاسخ‌های آنها همه در طیف معتبر است. سوال بوجود آمده این بود که چرا ۸ مدل با شرایط مرزی و بارگذاری دقیقاً یکسان اما با خواص متفاوت همه پاسخ‌هایی را ارائه می‌کنند که در مقایسه با داده‌های واقعی اعتبار دارند؟ آیا اگر مدل جدیدی تولید شود و بطور دلخواه و تصادفی از هر یک از خواص ۸ مدل معتبر استفاده کند، به پاسخ معتبری خواهد رسید؟ جواب حاصل شده "خیر" است. ما به این نتیجه رسیدیم که مدل‌های

منابع

- [1] A. Polikeit, S.J. Ferguson, L.P. Nolte, T.E. Orr, Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis, *European Spine Journal*, 12(4) (2003) 413-420.
- [2] A.R. Tahavvor, P. Zarrin Chang, S. Abadi Iranagh, S. Heidari, Numerical simulation of realistic human lumbar spine model under compressive force, axial rotation and lateral bending loads, *Modares Mechanical Engineering*, 16(11) (2016) 54-60.
- [3] A. Rohlmann, S. Neller, L. Claes, G. Bergmann, H.-J. Wilke, Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine, *Spine*, 26(24) (2001) E557-E561.
- [4] S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, M. El-Rich, Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized Finite Element study, *Journal of biomechanics*, 49(13) (2016) 2909-2917.
- [5] S. Naserkhaki, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, F. Farahmand, M. El-Rich, Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model, *Journal of Biomechanics*, (2017).
- [6] D. Jakobs, A. Schultz, Material constants for a finite element model of the intervertebral disk with a fiber composite annulus, *Journal of biomechanical engineering*, 108 (1986) 1.
- [7] J.R. Meakin, J.E. Reid, D.W. Hukins, Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disc, *Clinical Biomechanics*, 16(7) (2001) 560-565.
- [8] V. Goel, B. Monroe, L. Gilbertson, P. Brinckmann, Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc: Finite Element Analysis of the L3-L4 Motion

بطور مبسوط به آن پاسخ داده شد. نتایج این تحقیق تایید می‌کنند که همانطور که در مدل‌های قبلی نیز استفاده شده است، مدل مونی-ریولین مرتبه اول در صورت تخمین درست ضرایب برای شبیه سازی ماده زمینه کافی کفایت می‌کند (مدل مونی-ریولین مرتبه اول فقط ماده زمینه را شبیه سازی می‌کند، نه کل دیسک را). اما فیبرهای کلاژنی که رفتارشان معمولاً در مدل‌های قبلی بصورت یک جعبه سیاه بیان شده است نیز بسیار مهم هستند. نتایج تحقیق حاضر نشان دادند که قسمت مهمی از مقاومت چرخشی دیسک تحت کنترل فیبرهای کلاژنی می‌باشد. در مدل حاضر، در واقع این فیبرهای کلاژنی هستند که رفتار غیرخطی و ناهمسانگرد دیسک را بوجود می‌آورند (این شرایط با شرایط دیسک واقعی تطابق دارد). با استفاده از مدل المان محدود غیر خطی توسعه داده شده در این پژوهش، تاثیر خواص دیسک را برای یافتن پارامترهای خواص مطلوب مورد بررسی قرار دادیم که نتایج زیر حاصل شد:

- با تغییر خواص دیسک محدوده حرکتی ستون فقرات را به اندازه زیادی در بارگذاری‌های متفاوت می‌توان تغییر داد که این عمل در ساخت دیسک‌های مصنوعی برای بیماران مختلف کمک بسیاری می‌کند.
- با افزایش ضرایب ماده هایپروالاستیک تشکیل دهنده دیسک، میزان چرخش میان مهره‌ای در هر حالت بارگذاری کاهش می‌یابد.
- تحت بارگذاری ترکیبی جزء حرکتی L۴-L۵، میزان فشار میان دیسکی دارای یک روند کاهشی با افزایش ضرایب هایپروالاستیک از نمونه مطالعاتی اول به پنجم است.
- در حالت بارگذاری ترکیبی برای یک نمونه مطالعاتی مشخص، بیشترین فشار میان دیسکی در حالت بارگذاری فلکشن رخ می‌دهد.
- با بررسی هم‌زمان نتایج چرخش میان مهره‌ای و فشار میان دیسکی و مقایسه آن‌ها با داده‌های آزمایشگاهی، خواص دیسک مورد یک و دو (جدول ۲) همخوانی بهتری را نشان می‌دهد.
- با توجه به محدودیت‌هایی که در مدل حاضر وجود دارد (بطور مثال هندسه مدل مختص یک شخص مشخص است که بیانگر کل جامعه نیست و دیگر اینکه خواص سایر اجزاء یکسان در نظر گرفته شده‌اند) نمی‌توان نتایج این مطالعه را به همه مطالعات بسط داد. بعلاوه، خواص و ترکیب فیبرهای کلاژنی نیز در سیستم مکانیکی دیسک بسیار موثر هستند که در مطالعات آینده می‌توان به آن‌ها پرداخت.

- [17] A. Rohlmann, T. Zander, H. Schmidt, H.-J. Wilke, G. Bergmann, Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method, *Journal of biomechanics*, 39(13) (2006) 2484-2490.
- [18] S. Kumaresan, N. Yoganandan, F.A. Pintar, Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study, *Clinical Biomechanics*, 14(1) (1999) 41-53.
- [19] T.H. Smit, The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra, Shaker Verlag, 1996.
- [20] U.M. Ayturk, C.M. Puttlitz, Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 14(8) (2011) 695-705.
- [21] M. El-Rich, P.-J. Arnoux, E. Wagnac, C. Brunet, C.-E. Aubin, Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions, *Journal of biomechanics*, 42(9) (2009) 1252-1262.
- [22] H. Schmidt, A. Kettler, F. Heuer, U. Simon, L. Claes, H.-J. Wilke, Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading, *Spine*, 32(7) (2007) 748-755.
- [23] H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment, *Clinical biomechanics*, 22(4) (2007) 377-384.
- [24] C. Breau, A. Shirazi-Adl, J. De Guise, Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images—a three-dimensional finite element mesh generation, *Annals of biomedical engineering*, 19(3) (1991) 291-302.
- [25] F. Heuer, H. Schmidt, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke, Segment Subjected to Axial Compressive Loads, *Spine*, 20(6) (1995) 689-698.
- [9] A. Shirazi-Adl, A.M. Ahmed, S.C. Shrivastava, Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression, *Spine*, 11(9) (1986) 914-927.
- [10] N. Oreskes, K. Shrader-Frechette, K. Belitz, Verification, validation, and confirmation of numerical models in the earth sciences, *Science*, 263(5147) (1994) 641-646.
- [11] M. Viceconti, S. Olsen, L.-P. Nolte, K. Burton, Extracting clinically relevant data from finite element simulations, *Clinical Biomechanics*, 20(5) (2005) 451-454.
- [12] J.R. Meakin, Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disk: prediction of suitable properties of a replacement material using finite element analysis, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 12(3) (2001) 207-213.
- [13] A. Rao, G. Dumas, Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5-S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study, *Journal of biomedical engineering*, 13(2) (1991) 139-151.
- [14] N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo, F. Pintar, Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit, *Journal of biomechanical engineering*, 119(1) (1997) 87-92.
- [15] J.T.-M. Cheung, M. Zhang, D.H.-K. Chow, Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study, *Clinical Biomechanics*, 18(9) (2003) 790-799.
- [16] M. Fagan, S. Julian, D. Siddall, A. Mohsen, Patient-specific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc—a material sensitivity study, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 216(5) (2002) 299-314.

- model of a human lumbar annulus fibrosus, *Clinical Biomechanics*, 21(4) (2006) 337-344.
- [33] E. Wagnac, P.-J. Arnoux, A. Garo, M. El-Rich, C.-E. Aubin, Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads, *Journal of biomechanical engineering*, 133(10) (2011) 101007.
- [34] R.W. Fry, T.F. Alamin, L.I. Voronov, L.C. Fielding, A.J. Ghanayem, A. Parikh, G. Carandang, B.W. Mcintosh, R.M. Havey, A.G. Patwardhan, Compressive preload reduces segmental flexion instability after progressive destabilization of the lumbar spine, *Spine*, 39(2) (2014) E74-E81.
- [35] S.M. Renner, R.N. Natarajan, A.G. Patwardhan, R.M. Havey, L.I. Voronov, B.Y. Guo, G.B. Andersson, H.S. An, Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine, *Journal of Biomechanics*, 40(6) (2007) 1326-1332.
- [36] S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, G. Kawchuk, S. Adeb, M. El-Rich, Investigation of lumbosacral spine anatomical variation effect on load-partitioning under follower load using geometrically personalized finite element model, in: *Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE)*, Anonymous, 2014.
- [37] K. Sato, S. Kikuchi, T. Yonezawa, In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems, *Spine*, 24(23) (1999) 2468.
- [38] H.-J. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, L. Claes, Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models, *Clinical Biomechanics*, 16 (2001) S111-S126.
- [39] P. Brinckmann, H. Grootenboer, Change of Disc Height, Radial Disc Bulge, and Intradiscal Pressure From Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle, *Journal of biomechanics*, 40(2) (2007) 271-280.
- [26] A. Schultz, D. Warwick, M. Berkson, A. Nachemson, Mechanical properties of human lumbar spine motion segments, *J Biomech Eng*, 101 (1979) 46-52.
- [27] A. Rohlmann, L. Bauer, T. Zander, G. Bergmann, H.-J. Wilke, Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data, *Journal of Biomechanics*, 39(6) (2006) 981-989.
- [28] K. Goto, N. Tajima, E. Chosa, K. Totoribe, S. Kubo, H. Kuroki, T. Arai, Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis), *Journal of Orthopaedic Science*, 8(4) (2003) 577-584.
- [29] W.M. Park, K. Kim, Y.H. Kim, Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine, *Computers in biology and medicine*, 43(9) (2013) 1234-1240.
- [30] S.-L. Shih, C.-L. Liu, L.-Y. Huang, C.-H. Huang, C.-S. Chen, Effects of cord pretension and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression—a finite element study, *BMC musculoskeletal disorders*, 14(1) (2013) 191.
- [31] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C. Puttlitz, C. Adam, C. Chen, V. Goel, A. Kiapour, Y. Kim, K. Labus, Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together, *Journal of biomechanics*, 47(8) (2014) 1757-1766.
- [32] H. Schmidt, F. Heuer, U. Simon, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element

713-720.

[41] S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, S. Adeeb, M. El-Rich, On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: finite element study, *Journal of biomechanics*, 49(6) (2016) 974-982.

Discectomy An in Vitro Investigation on Human Lumbar Discs, *Spine*, 16(6) (1991) 641-646.

[40] A. Schultz, G. Andersson, R. Ortengren, K. Haderspeck, A. Nachemson, Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals, *JBJS*, 64(5) (1982)