



Finite Element Analysis and Simulation of a Poroelastic Model of a Lumbar Spine Motion Segment



ARTICLE INFO

Authors

Zharfi H.^{1*},
Mahnani A.¹

¹ Mechanical Engineering Department, College of Mechanical and Civil Engineering, Esfarayen University of Technology, Esfarayen, Iran.

* Correspondence

Address: Mechanical Engineering Department, College of Mechanical and Civil Engineering, Esfarayen University of Technology, Esfarayen, Iran.
zharfi@esfarayen.ac.ir

How to cite this article

Zharfi H, Mahnani A. Finite Element Analysis and Simulation of a Poroelastic Model of a Lumbar Spine Motion Segment. Proceedings of the 6th National Conference on Mechanical-Civil Engineering and Advanced Technologies. 2024; 24(11):35-39.

ABSTRACT

This paper presents a proelastic simulation and analysis of an axisymmetric finite element model of the lumbar spine's motion segment, including the L_4 and L_5 vertebrae and the intervertebral disc. This model was subjected to two different compressive loads at the end of the L_4 vertebra, and the impact on the stresses and strains distribution and the deformations of this motion segment has been analyzed and compared. The results indicate that applying compressive load to this motion segment leads to the greatest displacement and deformation in the middle disc, contributing to various disc diseases such as degeneration and herniation. Investigating the relationship between different mechanical loads and intervertebral disc diseases is challenging due to the limitation of experiments on living organisms, and its results are limited and unique. Studying a personalized finite element model of this motion segment, tailored to the patient's specific clinical characteristics, enables the simulation of its biomechanical behavior to identify the most suitable treatment for each individual.

Keywords Intervertebral Disc, Lumbar Spine, Finite Element, Motion Segment, Poroelastic

ماهنامه علمی مهندسی مکانیک مدرس، ویژه‌نامه مجموعه مقالات ششمین کنفرانس ملی مهندسی مکانیک، عمران و فناوری‌های پیشرفته



تحلیل و شبیه سازی مدل پروالاستیک یک جزء حرکتی از ستون فقرات کمری به روش اجزاء محدود



چکیده

در این مقاله مدل اجزاء محدود و متقارن محوری از یک بخش حرکتی از ستون فقرات کمری شامل مهره های L_4 و L_5 و دیسک بین آن‌ها به صورت پروالاستیک شبیه سازی و تحلیل گردیده است. این مدل تحت دو بار فشاری مختلف در انتهای مهره L_4 قرار گرفته و تاثیر بارهای فشاری در توزیع تنش‌ها و تغییرشکل‌های این جزء حرکتی تحلیل و مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهد اگر بار فشاری به این بخش حرکتی اعمال گردد، بیشترین مقادیر جابجایی و تغییرشکل در دیسک میانی رخ می‌دهد همین موضوع عامل بیماری‌های مختلف دیسک از جمله دژنراسیون و فتق دیسک خواهد بود. بررسی ارتباط بارهای مختلف مکانیکی با بیماری‌های دیسک بین مهره ای، صرفاً با انجام آزمایش بر روی موجودات زنده بسیار مشکل و نتایج آن محدود و منحصر به فرد است. اما با مطالعه مدل اجزا محدود شخصی‌سازی شده این جزء حرکتی، براساس مشخصات کلینیکی دقیق بیمار، شبیه‌سازی رفتار بیومکانیکی آن جهت تشخیص شیوه درمان دقیق و مناسب برای هر شخص امکان‌پذیر خواهد بود.

مشخصات مقاله

نویسنده‌ها

حدیث ژرفی^{۱*}
علی مهنازی^۱

^۱ مجتمع آموزش عالی فنی و مهندسی اسفراین، اسفراین

* نویسنده مسئول

آدرس: گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک و عمران، مجتمع آموزش عالی فنی و مهندسی اسفراین، اسفراین، ایران
zharfi@esfarayen.ac.ir

کلیدواژه‌ها دیسک بین مهره ای، ستون فقرات کمری، اجزاء محدود، جزء حرکتی، پروالاستیک

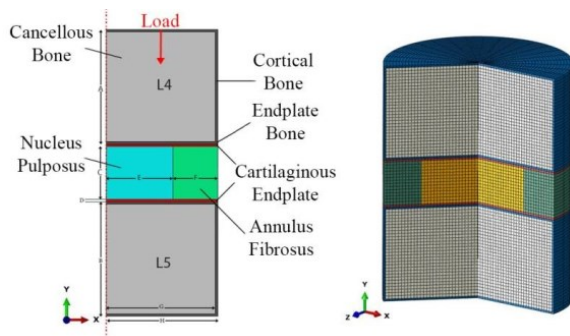
۱- مقدمه

ستون فقرات از قرار گرفتن یک سری استخوان‌ها (مهره‌ها) بر روی یکدیگر تشکیل شده است که از بالا به پایین، این ستون شامل هفت استخوان در گردن با نام سرویکال، ۱۲ عدد در ستون فقرات قفسه سینه با عنوان توراسیک و ۵ عدد در ستون فقرات کمر با نام لومبار می‌باشند، به دنبال آن‌ها ساکروم و کوکسیکس نیز در پایه قرار دارند. این استخوان‌ها توسط دیسک‌ها لایه‌گذاری شده‌اند. دیسک بین مهره‌ای یک ساختار بسیار مهم از آناتومی ستون فقرات است. دیسک‌ها با جذب فشار ناشی از فعالیت‌های روزانه مانند پیاده‌روی، بلند کردن وسایل و خم شدن از استخوان‌ها محافظت می‌کنند. دیسک بین مهره‌ای به طور کلی از سه قسمت ساخته شده است یکی از آن‌ها صفحات غضروفی می‌باشند که در بالا و پایین دیسک قرار گرفتند و دیسک را به تنه مهره‌ها می‌چسبانند. ساختمان دوم هسته‌ی دیسک است که نوکلئوس پولپوزوس نامیده می‌شود و نرم و ژله‌ای است و خاصیت اصلی دیسک یعنی جذب شوک و ضربه توسط همین قسمت صورت می‌گیرد و ساختمان سوم حلقه دیسکی اطراف هسته است که آنولوس فیبروزوس نامیده می‌شود که یک حلقه کلفت و محکم ولی انعطاف‌پذیر است. آسیب وارد به دیسک می‌تواند باعث شود هسته دیسک از حلقه خارجی بیرون بزند. این عارضه به عنوان جابه‌جایی دیسک، فتق یا پرولاپس شناخته می‌شود که این مشکل باعث درد و ناراحتی بسیاری در ستون فقرات می‌گردد. اگر فتق دیسک یکی از اعصاب نخاعی را فشرده کند، باعث ایجاد بی‌حسی و درد موضعی در طول عصب آسیب دیده و همچنین بروز علائم سیاتیک می‌شود. دیسک‌ها باعث جذب و خنثی شدن نیروهای وارد شده به ستون فقرات می‌شوند و در واقع کار دیسک مانند یک کمک فنر است و نیروهای وارده از جمله نیروی وزن را به تساوی و متقارن بین تنه مهره در ستون فقرات منتقل می‌کند. از آن‌جا که دیسک یک ساختار مکانیکی است و دائماً در حال حرکت می‌باشد، بنابراین از همان ابتدای کودکی دچار تغییرات ساییدگی و دژنراتیو می‌شود. همین تغییرات در آینده باعث ایجاد کمردرد و یا بیماری‌هایی مانند پارگی دیسک کمر، تنگی ستون مهره‌ها و کج شدن ستون مهره‌ها مانند کیفوز و اسکولیوز می‌شود. نتایج بررسی‌ها در سال‌های اخیر نشان می‌دهد که کمردرد و ضایعات ستون فقرات سومین علت متداول در جراحی‌های ستون فقرات محسوب می‌شوند. مدل‌سازی دیسک بین مهره‌ای و پارامترهای مختلف موثر آن توسط مدل‌های المان محدود بدون شک یک روش غیرتهاجمی و مطمئن برای بررسی و تحلیل رفتار دیسک در شرایط بارگذاری مختلف و تاثیر پارامترهای بیومکانیکی مختلف می‌باشد. مدل‌های المان محدود متنوعی برای تحلیل ستون فقرات کمری معرفی شده است و در سال‌های اخیر تعداد زیادی از گروه‌های تحقیقاتی هسته‌ی اصلی فعالیت‌های خود را به بررسی بخشی از زمینه‌های مطالعات بیومکانیک و مدل‌سازی دیسک‌های بین مهره‌ای معطوف کرده‌اند. اولین تلاش‌ها برای مدل‌سازی المان محدود بخش حرکتی ستون فقرات، بیش از سه دهه قبل و با مدل‌های بسیار ساده الاستیک آغاز شده است^[۱]. همچنین رفتار وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای در برخی مدل‌سازی‌ها با مدل رفتاری ویسکو الاستیک، شبیه‌سازی شده است^[۲-۳]. این در حالی است که بسیاری از یافته‌های

آزمایش‌ها، بیان کرده‌اند که برای شبیه‌سازی شرایط واقعی بافت‌های نرم به خصوص غضروف‌ها و دیسک‌های بین مهره‌ای، ترکیبی از دو فاز سیال و جامد می‌تواند در مدل‌سازی مفید واقع شود. بنابراین مشخص است که سیستم دیسک‌های بین مهره‌ای باید به صورت یک سیستم چند فازی در نظر گرفته شود. تعدادی از محققان در مدل‌سازی بافت‌های نرم از جمله غضروف‌ها و دیسک بین مهره‌ای، از تئوری محیط‌های متخلخل بهره برده‌اند^[۴]. تئوری پروالاستیک (که برگرفته از نظر بایوت در سال ۱۹۴۱ است)، اولین بار توسط سایمون و همکارانش^[۵] در سال ۱۹۸۵ برای مدل‌سازی دیسک‌های بین مهره‌ای استفاده شد که در آن از قانون داری برای استخراج تعادل دینامیکی استفاده شده بود. این مدل در ادامه در تحقیقات گروه‌های مختلفی نظیر شیرازی عدل و همکاران^[۶]، وو و همکاران^[۷]، لی و همکاران^[۸]، لیبیل و همکاران^[۹]، یاتراپیس و همکاران^[۱۰]، ناتاراجان و همکاران^[۱۱]، اهلرز و همکاران^[۱۲] و اشمیت و همکاران^[۱۳] تعمیم داده شد. با وجود این تعداد کمی از تحقیقات انجام شده، رفتار ریزساختار دیسک‌ها با مدل پروالاستیک در قبال بارگذاری‌ها را بررسی کرده‌اند. مدل‌های المان محدود می‌توانند از یک جزء حرکتی پاسخ ناشی از شرایط بارگذاری سبکی پیچیده را به تفصیل فراهم کنند. همچنین با کمک این مدل‌ها، تغییر پارامتری یک ورودی (به عنوان مثال خاصیت پروالاستیک دیسک) و ارزیابی اثر آن بر روی بیومکانیک بخش حرکتی امکان‌پذیر است^[۱۴]. در این مقاله به تحلیل و شبیه‌سازی مدل پروالاستیک دیسک بین مهره‌ای ستون فقرات به روش المان محدود پرداخته شده است. از نرم افزار Ansys برای طراحی و شبیه‌سازی استاتیکی سه بعدی مدل پروالاستیک متقارن محوری این بخش حرکتی که شامل دو مهره و یک دیسک بین مهره‌ای است، استفاده شده است.

۲- مدل‌سازی

در این مقاله یک جزء حرکتی از ستون فقرات کمری یعنی دو مهره L_4 و L_5 و دیسک بین مهره‌ای آن‌ها به صورت متقارن محوری مدل‌سازی و تحت دو بار فشاری مختلف تحلیل شده است. در شکل ۱ اجزای مختلف مدل که شامل نوکلئوس پولپوزوس (Pulposus Nucleus)، آنالوس فیبروزوس (Annulus Fibrosus)، صفحات انتهایی غضروفی (Endplate)، استخوان متراکم (Cortical bone) و استخوان اسفنجی (Cancellous bone) است، مشاهده می‌گردد.



شکل ۱) جزء حرکتی و نامگذاری جنس‌ها

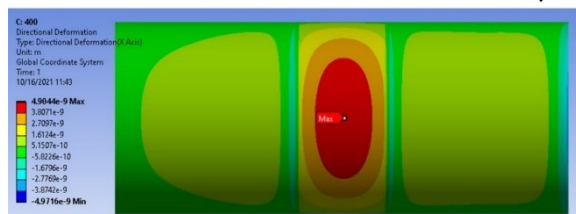
مورد بحث و بررسی قرار دهد.

جدول ۲) جنس اجزای مختلف ساختمان دیسک و مهره ها

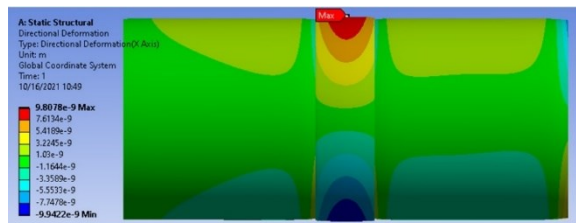
اجزای مختلف جزء حرکتی	مدول الاستیسیته ضریب پواسون (MPa) (E)	ضریب نفوذ پذیری اولیه K_0 (m^4/Ns)	ضریب تخلخل (θ_0)
نوکلئوس پولپوزوس	۱/۵	3×10^{-16}	۴/۸۸
آنالوس فیبروزوس صفحات انتهایی غضروفی	۲/۵	3×10^{-16}	۳/۵۵
استخوان متراکم	۲۰	7×10^{-15}	۴
استخوان اسفنجی	۱۰۰۰	1×10^{-20}	۰/۲
	۱۰۰	1×10^{-13}	۰/۴

۳- تحلیل نتایج

در این مقاله مدل متقارن محوری پرولاستیک مهره‌های L_4 و L_5 به همراه دیسک میانی آن‌ها، تحت دو بار فشاری استاتیکی 400 و 800 پاسکال در قسمت انتهایی مهره L_4 شبیه‌سازی شده است تا رفتار بیومکانیکی این بخش حرکتی شامل تنش‌ها، کرنش‌ها و تغییرشکل‌های ایجاد شده در دیسک و مهره‌ها مطالعه و بررسی گردد. شکل ۲ کانتور تغییرشکل جهتی مدل دیسک و مهره‌ها را در دو بارگذاری 400 و 800 پاسکال در راستای طولی نشان می‌دهد. همانطور که در شکل مشخص است بیشترین مقادیر تغییرشکل‌ها مربوط به دیسک میانی است یعنی در اثر بارهای فشاری اعمال شده به ستون فقرات بیشترین میزان جابجایی و تغییرشکل در دیسک بین مهره‌ای رخ می‌دهد. علاوه بر این نتایج بیان می‌کنند که در بارهای بزرگتر مقادیر ماکزیمم تغییرشکل جهتی در حلقه خارجی دیسک اتفاق می‌افتد، این موضوع می‌تواند باعث پارگی حلقه خارجی دیسک و راه یافتن محتویات داخل دیسک یعنی هسته آن به خارج دیسک گردد که این موضوع منجر به فتق یا پرولاپس دیسک و عوارض ناشی از آن می‌گردد.



(الف)



(ب)

شکل ۲) تغییر شکل جهتی (الف) در فشار 400 پاسکال و (ب) در فشار 800 پاسکال

شکل ۳ توزیع تنش نرمال ایجاد شده در این جزء حرکتی را نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهند بیشترین مقادیر تنش عمودی را فاز جامد تحمل می‌کند. در بارهای کوچکتر بیشترین مقادیر تنش در قسمت جانبی مهره‌ها یعنی در استخوان متراکم ایجاد می‌شود و

تنوع بسیاری در نوع خواص برای دیسک بین مهره‌ای در مطالعات اجزای محدود در نظر گرفته شده است. دیسک بین‌مهره‌ای در واقع یک بافت نرم هیدراته دارد و ساختاری متخلخل اشباع شده با سیال می‌باشد. لذا برای مدل‌سازی واقعی این بافت نرم باید تاثیر دو فاز سیال و جامد در نظر گرفته شود. در محیط‌های متخلخل متناسب با تغییر فرم فاز جامد، در فاز سیال حرکت نسبی بوجود می‌آید لذا در مدل‌سازی این محیط‌ها روابط بقای اندازه حرکت و رابطه داری برقرار است.

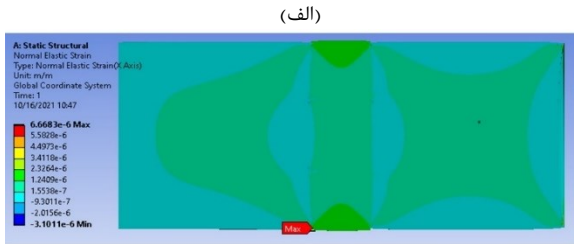
ابعاد و خواص مورد استفاده در اجزای مختلف این جزء حرکتی از مطالعات پیشین استخراج شده است. بر این اساس، ابعاد مهره‌های شبیه‌سازی شده مبتنی بر مطالعه پنجابی و همکاران [۱۵] می‌باشد. ارتفاع دیسک و قطر صفحات انتهایی نیز از مطالعه نیکخو و همکاران [۱۶] و در مورد درصد نسبت قسمت آنالوس به نوکلئوس و شعاع مورد استفاده در این تحقیق از مطالعه فرگوسن و همکاران [۱۷] استفاده شده است. به منظور ساده‌سازی در مدل، قسمت‌های جزئی دیسک بین مهره‌ای مانند کلاژن فایبرهای قسمت آنالوس و قسمت خلفی مدل نشده است. ابعاد اجزای مختلف این جزء حرکتی در جدول ۱ ارائه گردیده است.

جدول ۱) ابعاد اجزای مختلف دیسک و مهره ها

اجزای مختلف	ابعاد (میلی متر)
ارتفاع مهره ۱	۲۲
ارتفاع مهره ۲	۲۲
ارتفاع دیسک	۱۰/۶
ارتفاع صفحات انتهایی	۰/۵
عرض قسمت نوکلئوس	۱۳/۵
عرض قسمت آنالوس	۹
شعاع قسمت اسفنجی	۲۲
شعاع کلی مهره‌ها	۲۲/۵

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 موجود است. فاز جامد برای بخش‌های مختلف جزء حرکتی به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده و جهت اعمال فاز سیال از تئوری پرو الاستیک با در نظر گرفتن ضریب نفوذپذیری و ضریب تخلخل برای بخش‌های مورد نظر استفاده شده است. خواص مکانیکی بخش‌های مختلف دیسک و مهره‌های این جزء از ستون فقرات کمری با توجه به مقالات آرگوبی و ویلیامز [۱۸-۱۹] انتخاب شده است، ۵ جنس مختلف برای این بخش حرکتی استفاده شده است که عبارت اند از: نوکلئوس پولپوزوس (هسته دیسک)، آنالوس فیبروزوس (حلقه خارجی دیسک)، صفحات انتهایی غضروفی، استخوان متراکم، استخوان اسفنجی. مشخصات کلیه مواد استفاده شده در این مدل، در جدول ۲ ارائه شده است. از آنجایی که بخش مهمی از آسیب‌های ستون فقرات به علت بارگذاری‌های زیاد در گذر زمان اتفاق می‌افتد، این مدل‌سازی می‌تواند با احتساب تأثیرات جریان سیال، رفتار بیومکانیکی دقیق‌تر جزء را جهت کاربرد در مطالعات کلینیکی

در بارهای بزرگتر تنش‌های ماکزیمم در قسمت میانی مهره‌ها یعنی در قسمت استخوان اسفنجی رخ می‌دهد.



(الف)

شکل ۵) کرنش عمودی الاستیک الف) در فشار ۴۰۰ پاسکال و ب) در فشار ۸۰۰ پاسکال

۴- نتیجه گیری

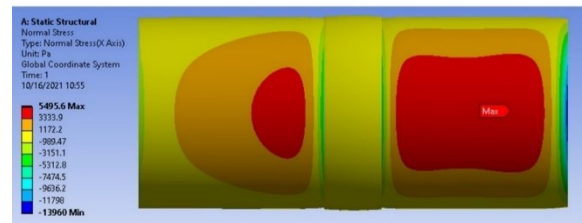
در این مقاله مدل اجزاء محدود و متقارن محوری از یک بخش حرکتی از ستون فقرات کمری شامل مهره های L_5 و L_4 و دیسک بین آن‌ها به صورت پروالاستیک شبیه‌سازی و تحت دو بار فشاری مختلف تحلیل و بررسی گردید. کلیه نتایج مطرح شده بیانگر آن است که مدل ارائه شده در رفتار تحت فشار، پیش‌بینی‌هایی قابل قبولی ارائه کرده است. نتایج نشان می‌دهند اگر بار فشاری به این بخش حرکتی اعمال گردد، بیشترین مقادیر جابجایی و تغییرشکل در دیسک میانی رخ می‌دهد و بیشترین مقادیر تنش‌ها نیز در فاز جامد این جزء حرکتی ایجاد می‌گردد. بنابراین در بارگذاری‌های مکرر همین موضوع عامل بیماری‌های مختلف دیسک از جمله دژنراتیو و فتق دیسک خواهد بود. براین اساس با تحلیل مدل ارائه شده و با تغییر خواص دیسک در ساخت دیسک‌های مصنوعی می‌توان محدوده حرکتی ستون فقرات بیماران مختلف را تغییر داد. همچنین با استفاده از مدل ایجاد شده، در زمینه آسیب‌های دیسک بین مهره‌ای ستون فقرات می‌توان با داشتن مدل پارامتری شخصی سازی شده و گسترش مدل برای هر بیمار با توجه به مشخصات کلینیکی و سبک زندگی فرد، به پیش‌بینی رفتار بیومکانیکی دقیق دیسک و نتیجه عمل جراحی پرداخت.

مراجع

- 1- Belytschko T., Kulak R.F., Schultz A., Finite element stress analysis of an IVD; J. Biomech., 1972; 7: 277-285.
- 2- Wang J.L., Parnianpour M., Shirazi-Adl A., Engin A.E., Li S., Patwardhan A., Development and validation of a viscoelastic finite-element model of an L2-L3 motion segment; Theor. and Appl. Fracture Mech., 1997; 28: 81-93.
- 3- Wang J.L., Parnianpour M., Shirazi-Adl A., Engin A.E., Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion: Effect of loading rate; Spine, 2000; 25: 310-318.
- 4- Natarajan R.N., Williams J.R., Andersson G.B., Recent advances in analytical modeling of lumbar disc degeneration; Spine, 2004; 29: 2733-2741.
- 5- Simon R.B., Wu J.S., Carlton M.W., Kazarian L.E., France E.P., Evans J.H., Zienkiewicz O.C., Poroelastic dynamic structural models of rhesus spinal motion segments; Spine, 1985; 10: 494-507.
- 6- Argoubi M., Shirazi-Adl A., Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression; J. Biomech., 1996; 29: 1331-1339.

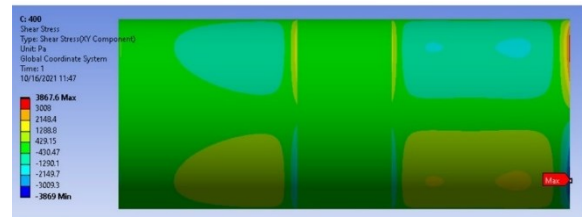


(الف)

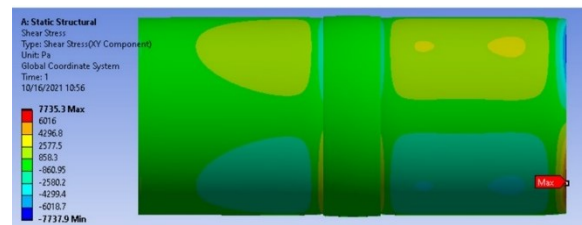


(ب)

شکل ۳) تنش نرمال الف) در فشار ۴۰۰ پاسکال و ب) در فشار ۸۰۰ پاسکال شکل ۴ توزیع تنش برشی را در دیسک و مهره‌ها نشان می‌دهد. بیشترین مقادیر تنش برشی در هر دو بارگذاری در قسمت‌های جانبی و انتهایی مهره L_5 ایجاد می‌گردد.

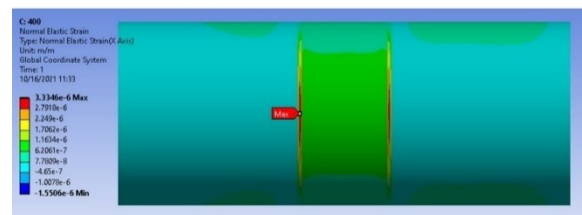


(الف)



(ب)

شکل ۴) تنش برشی الف) در فشار ۴۰۰ پاسکال و ب) در فشار ۸۰۰ پاسکال شکل ۵ توزیع کرنش عمودی را در مهره‌ها و دیسک بین مهره‌ای در دو مقدار مختلف بارگذاری فشاری ۴۰۰ و ۸۰۰ پاسکال نشان می‌دهد. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهند بیشترین مقادیر کرنش عمودی الاستیک در دیسک بین مهره‌ای رخ می‌دهد. با افزایش سن و در بارگذاری‌های مکرر که ستون فقرات کمری دچار آن می‌باشد، این میزان کرنش و تغییرشکل به تدریج باعث می‌شود دیسک حالت ارتجاعی خود را از دست بدهد و دچار انحراف شود و در نتیجه دژنراسیون دیسک اتفاق بیفتد.



- 7- U J.S., Chen J.H., Clarification of the mechanical behavior of spinal motion segments through a three-dimensional poroelastic mixed finite element model; *Med. Eng. and Physics*, 1996; 18: 215-24.
- 8- Lee C.K., Kim Y.E., Lee C.S., Hong Y.M., Jung J.M., Goel V.K., Impact response of the IVD in a finite element model; *Spine*, 2000; 25: 2431-2439.
- 9- Laible J.P., Pflaster D.S., Krag M.H., Simon B.R., Haugh L.D., A poroelastic-swelling finite element model with application to the intervertebral disc; *Spine*, 1993; 18: 659-670.
- 10- Iatridis J.C., Laible J.P., Krag M.H., Influence of fixed charge density magnitude and distribution on the intervertebral disc; *J. Biomech. Eng.*, 2003; 125: 12-24.
- 11- Williams J.R., Natarajan R.N., Andersson G.B.J., Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading; *J. Biomechanics*, 2007; 40: 1981-1987.
- 12- Ehlers W., Challenges of porous media models in geo and biomechanical engineering including electrochemically active polymers and gels; *Eng. Sci. Appl. Math.*, 2009; 1: 1-24.
- 13- Schmidt H., Shirazi-Adl A, Galbusera F., Wilke H.J., Response analysis of the lumbar spine during regular daily activity-A finite element analysis, *J. Biomechanics*, 2010; 20;43(10):1849-56.
- 14- 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.
- 15- 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.
- 16- Nikkhoo M, Haghpanahi M, Parnianpour M, Wang JL. 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.
- 17- Ferguson SJ, Ito K, Nolte LP. Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc. *J Biomech.* 2004; 37(2):213-21.
- 18- Argoubi M, Shirazi-Adl A, Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression, *J Biomech*, 1996: 29:1331_1339.
- 19- 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: 40:1981_1987.