

Biomechanical analysis of the lumbar spine under different loading conditions

Ali Kamali, Laleh Fatahi *, Alireza Naeemifard

Department of Mechanical Engineering, Engineering Faculty, Shahid Chamran University of Ahvaz, Iran

ABSTRACT: The human body is exposed to many forces and moments during daily activities. The spine is one of the most important structures that bear these forces and may be prone to multiple injuries. Therefore, numerical modeling and analysis of the lumbar spine under various loading conditions is very beneficial to prevent injuries. This study aims to provide a valid finite element model of the L4-L5 segment of the human lumbar spine for static analysis. The model includes two vertebrae, intervertebral discs, end plates, and ligaments. To model the mechanical properties of the lumbar spine, elastic and hyperelastic behaviors have been used for different parts of the spine. Moreover, stress and strain distribution in different tissues, under various loading conditions, were compared with the allowable thresholds of the tissues to investigate the possibility of tissue damage. Note that it was assumed that tissue damage occurs when the stresses and strains in the desired tissue exceed the elastic range. However, based on the obtained results, under the investigated loading conditions, none of the model components were damaged.

Review History:

Received: Dec. 29, 2024

Revised: Mar. 01, 2025

Accepted: Mar. 06, 2025

Available Online: Mar. 08, 2025

Keywords:

Lumbar Spine

Biomechanical Analysis

Finite Element Method

Stress Analysis

Injury Prediction

1- Introduction

The lumbar spine experiences significant mechanical loads during daily activities such as walking, sitting and lifting tasks. Incorrect posture and heavy lifting may lead to severe injuries, including intervertebral disc herniation and ligament damage. To analyze these effects, experimental and numerical approaches have been utilized, with finite element analysis (FEA) emerging as a reliable tool due to its cost-effectiveness and ability to simulate complex scenarios. Dehghan-Hamani et al. [1] introduced subject-specific finite element models using radiography-based scaling, highlighting the impact of geometric variations in lumbar spine mechanics. Naserkhaki et al. [2] investigated the influence of ligament properties on L4-L5 biomechanics, concluding that accurate ligament modeling is crucial for realistic spinal response simulations. Such studies emphasize the continuous improvements in numerical modeling approaches for spine biomechanics, providing valuable insights for orthopedic and rehabilitation applications. This study also aims to develop and validate a finite element model (FEM) of the L4-L5 lumbar spine segment to assess stress and strain distributions under various loading conditions.

2- Methodology

A detailed 3D finite element model of the L4-L5 segment

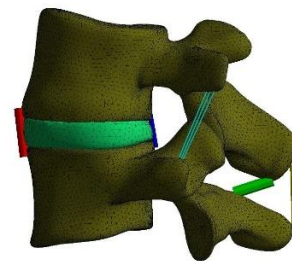


Fig. 1. Finite element model of the L4-L5 segment of the lumbar spine

was developed using medical imaging data, as shown in Figure 1. The model consists of cortical and trabecular bones, intervertebral discs (nucleus pulposus and annulus fibrosus), facet joints, endplates, and seven major ligaments. Material properties were assigned based on experimental data, with bones modeled as isotropic elastic materials and intervertebral discs as hyperelastic structures. The model was meshed with high-resolution tetrahedral and hexahedral elements to ensure numerical accuracy. Note that the mesh convergence study was also performed based on stress and displacement results, leading to an optimal mesh density. Boundary conditions were also included by fixing the lower endplate of L5 and

*Corresponding author's email: lfatahi@scu.ac.ir

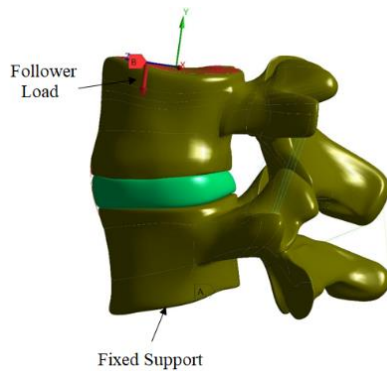


Fig. 2. Boundary conditions and loading applied to the finite element model of the L4-L5 segment

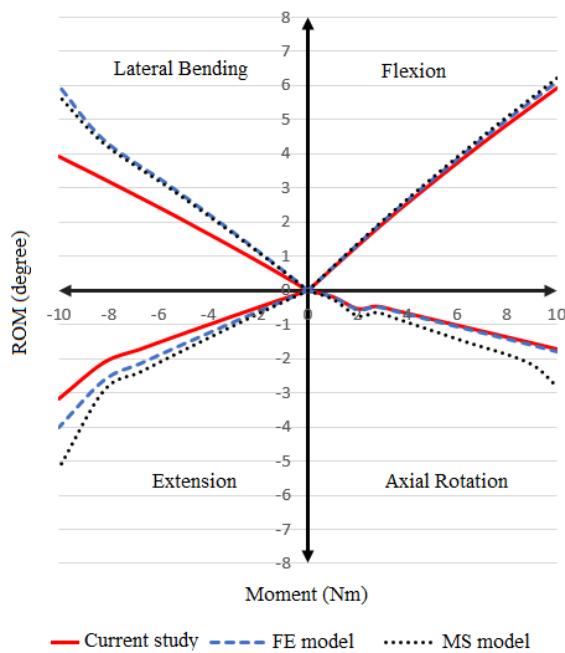


Fig. 3. ROM of the L4-L5 segment under a pure moment of 10 Nm compared with existing data from [3].

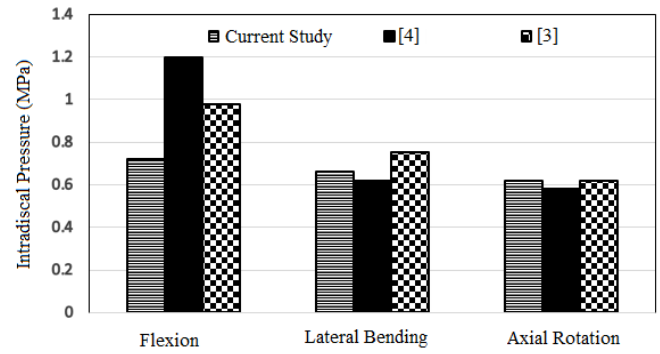


Fig. 4. Intradiscal pressure in the L4-L5 segment under a compressive force of 1175 N and a moment of 7.5 Nm

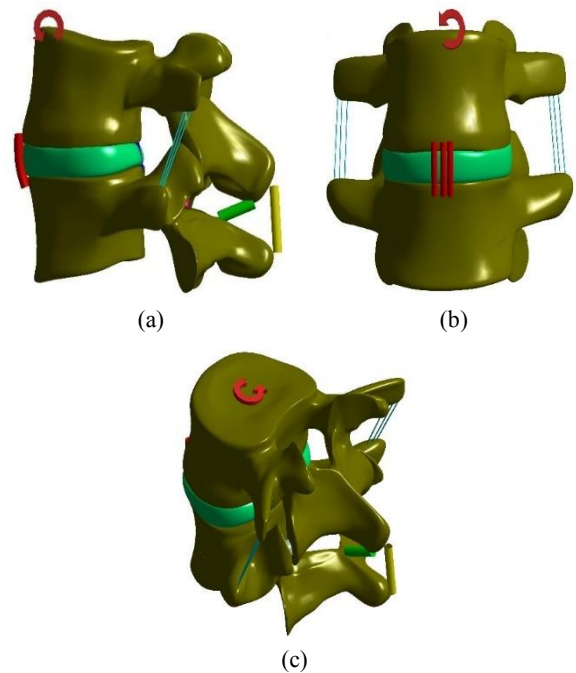


Fig. 5. Applied bending moments in different directions (a) Flexion (b) Lateral bending (c) Axial rotation.

applying the loads on the upper endplate of the L4 vertebra as shown in Figure 2.

3- Results and Discussion

In the first step, the FE model validation was performed by comparing the computed FE results with previous experimental and numerical studies. The range of motion (ROM) and intradiscal pressure were compared with literature data, demonstrating reasonable agreement as depicted in Figures 3 and 4.

To investigate the FE model under different loading conditions, first, a follower load of 500 N and a moment of 10 Nm were applied to simulate normal standing conditions

as illustrated in Figure 5. To evaluate injury risk, forces up to 1300 N and moments up to 20 Nm were applied to the FE model.

The results showed that the highest von Mises stress occurred in the facet joints under axial rotation (see Figure 6). Also, the maximum intradiscal pressure occurred during flexion. Moreover, ligament strain varied depending on the type of motion, with interspinous ligaments experiencing the highest strain during forward flexion.

Furthermore, the results indicated that under extreme flexion, intradiscal pressure increased significantly but remained below damage thresholds (see Figure 7). The highest tensile stress also occurred at the posterior annulus

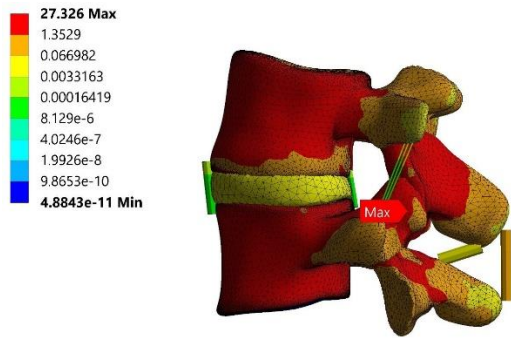


Fig. 6. Von Mises stress distribution contour (MPa) in the finite element model under a moment of 20 Nm in axial rotation

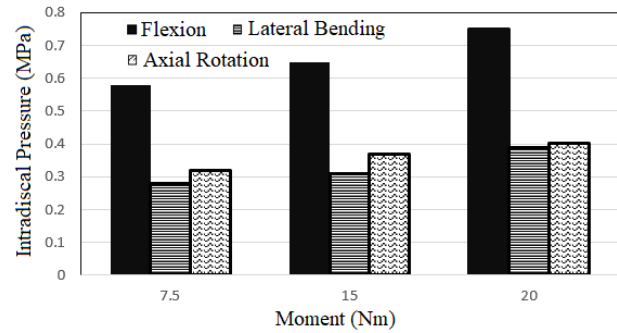


Fig. 7. Changes in intradiscal pressure in three directions (flexion, lateral bending, and axial rotation) under increasing moment

fibrosus, suggesting a potential risk of disc herniation under excessive loading. Also, ligaments did not reach their failure strain, implying structural integrity was maintained.

4- Conclusions

In this study, the L4-L5 segment of the lumbar spine was modeled using the finite element method and then this model was validated using experimental and numerical data from previous studies. The validated finite element model was subjected to combined force and moment loadings, and the model suffered the highest stress under axial torsion. The highest intradiscal pressure occurred during forward bending. Also, the ISL ligament showed the highest deformation among the ligaments studied. It should be noted that none of the model components were damaged under the applied loads.

References

- [1] I. Dehghan-Hamani, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, Subject-specific loads on the lumbar spine in

detailed finite element models scaled geometrically and kinematic-driven by radiography images, *Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.*, 35(4), (2019), e3182.

- [2] 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, *J. Biomech.*, 70, (2018), 33–42.
- [3] F. Azari, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, T. Rahimi-Moghaddam, A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing, *J. Biomech.*, 70, (2018), 157–165.
- [4] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C.M. Puttlitz, C.J. Adam, C.S. Chen, 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.*, 47(8), (2014), 1757–1766.



تحلیل بیومکانیکی مدل اجزای محدود ستون فقرات کمری تحت بارگذاری‌های مختلف

علی کمالی، لاله فتاحی*، علیرضا نعیمی‌فرد

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۳/۱۰/۰۹

بازنگری: ۱۴۰۳/۱۲/۱۱

پذیرش: ۱۴۰۳/۱۲/۱۶

ارائه آنلاین: ۱۴۰۳/۱۲/۱۸

کلمات کلیدی:

ستون فقرات کمری

تحلیل بیومکانیکی

روش اجزای محدود

تحلیل تنش

پیش‌بینی آسیب

خلاصه: بدن انسان طی فعالیت‌های روزمره تحت نیروها و گشتاورهای متعددی قرار دارد. یکی از مهم‌ترین اندام‌های بدن به منظور تحمل این نیروها، ستون فقرات است که متشکل از مهره‌های متناوب و دیسک‌های بین‌مهره‌ای بوده و توسط رباط‌ها و ماهیچه‌ها استحکام می‌یابد. ستون فقرات قابلیت خم شدن رو به جلو و عقب، خمش جانبی و پیچش محوری را دارد و به همین دلیل در معرض آسیب‌های متعددی قرار دارد. از این رو، مدل‌سازی و تحلیل عددی ستون فقرات و محاسبه نیروها و تنش‌های ایجاد شده در آن در شرایط مختلف از اهمیت بالایی در پیشگیری از آسیب‌های احتمالی ستون فقرات برخوردار است. در پژوهش حاضر یک مدل اجزای محدود صحت‌سنجی شده از بخش انتهایی ستون فقرات کمری انسان شامل دو مهره L۴ و L۵ و دیسک بین‌مهره‌ای به همراه صفحات انتهایی و رباط‌ها ارائه می‌شود. لازم به ذکر است که مهره‌های انتهایی ستون فقرات از جمله شایع‌ترین مکان دردهای کمری است و در این پژوهش نیز جهت بررسی آسیب در اثر بارگذاری‌های مختلف در این بخش، مقادیر تنش و کرنش ایجاد شده با مقادیر تسلیم بافت موردنظر مقایسه شده و وقوع آسیب بررسی می‌گردد.

۱- مقدمه

آزمایش‌ها عموماً کاربردی ندارند. از دیگر روش‌های موجود در این زمینه، روش مدل‌سازی عددی می‌باشد که برخی محدودیت‌های مربوط به روش آزمایشگاهی را ندارد [۱]. یکی از روش‌های عددی مرسوم، روش اجزای محدود است که یک ابزار عددی قدرتمند برای تحلیل سیستم‌های مکانیکی است که در شرایطی که روش‌های آزمایشگاهی ممکن است پرهزینه یا غیرعملی باشند، می‌تواند به عنوان یک روش جایگزین و یا تکمیلی مطرح شود. این روش، در کنار کاهش هزینه‌ها و صرفه‌جویی در زمان، امکان مطالعه دقیق رفتار اندام‌های مختلف از جمله ستون فقرات را فراهم می‌کند. استفاده از این روش، امکان پیش‌بینی رفتار مکانیکی اجزای تشکیل‌دهنده ستون فقرات از جمله استخوان‌ها، رباط‌ها، مفاصل و بافت‌های نرم را میسر ساخته و در نتیجه امکان توسعه روش‌های درمانی جدید و بهبود طراحی پروتزها و ارتزها و نیز حذف و یا به حداقل رساندن زمان و هزینه مطالعات آزمایشگاهی را به همراه خواهد داشت [۳]. با توجه به ساختار ستون فقرات که متشکل از مهره‌های متناوب و دیسک‌های بین‌مهره‌ای است که توسط رباط‌ها و ماهیچه‌ها استحکام می‌یابد [۴]، ستون فقرات قابلیت خم شدن

بدن انسان طی فعالیت‌های روزمره نظیر راه رفتن، نشستن، برخاستن و بلند کردن اجسام، متحمل نیروها و گشتاورهای زیادی می‌شود و یکی از مهم‌ترین اندام‌های بدن به منظور تحمل این نیروها، ناحیه ستون فقرات کمری می‌باشد. به همین دلیل، این ناحیه در معرض آسیب‌های متعددی مانند بیرون‌زدگی یا پارگی دیسک‌های بین‌مهره‌ای و یا آسیب رباط‌ها و مفاصل قرار دارد. در نتیجه، محاسبه نیروها و تنش‌های اعمالی بر ناحیه ستون فقرات کمری طی فعالیت‌های روزمره در پیشگیری از آسیب‌های وارده و همچنین ارائه راهکارهای مناسب به منظور جلوگیری از این آسیب‌ها از اهمیت بالایی برخوردار است. روش‌های متعددی برای محاسبه نیروها و تنش‌های اعمال شده بر ستون فقرات وجود دارد. از جمله این روش‌ها، روش آزمایش‌های درون‌تنی^۱ می‌باشد که اکثر پرهزینه بوده و در مواردی مانند بررسی نحوه توزیع نیرو و تنش در اجزای داخلی ستون مهره‌ها، این

1 In vivo

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Ifatahi@scu.ac.ir



رو به عقب (اکستنشن^۱)، خم شدن رو به جلو (فلکشن^۲)، خمش جانبی (به پهلوها) و پیچش محوری را دارد [۵]. محافظت از نخاع و اعصاب نخاعی، انتقال وزن بدن به پایین تنه و ایجاد یک محور انعطاف پذیر برای حرکات سر و تنه سه کارکرد اصلی آن است [۶]. اولین مدل اجزای محدود از ستون فقرات کمری توسط بلیتشکو و همکاران [۷] ارائه شد. این مدل که شامل ساده سازی های بسیاری بود از دیسک بین مهره های و دو مهره مجاور بدون در نظر گرفتن عناصر خلفی، رباطها و مفاصل بین مهره های خلفی^۳ تشکیل شده بود. هدف از ارائه این مدل بررسی توزیع تنش در دیسک بین مهره های بود. این مطالعه، کارآمد بودن روش اجزای محدود در تحلیل نیرویی ستون مهره ها را اثبات کرد. شیرازی عدل و همکاران [۸] با مدل سازی حلقه اطراف دیسک به صورت ترکیبی از یک ماده زمینه و لایه های فیبری، گام بزرگی در ارتقاء مدل سازی اجزای محدود دیسک بین مهره های برداشتند. در این پژوهش، فیبرها در هشت لایه و با زاویه ۳۰ درجه نسبت به افق در درون حلقه دیسک مدلسازی شدند. شیرازی عدل و همکاران [۹] با افزودن عناصر خلفی، مفاصل بین مهره های و رباطها به مدل قبلی به توسعه آن پرداختند و توانستند مدل اجزای محدود جدیدی از بخش کمری ستون فقرات را ارائه دهند. در مطالعات آزمایشگاهی برون تنی^۴ اولیه، وزن بالاتنه فرد توسط یک بار فشاری که عمود بر ستون مهره های کمری بود، در نظر گرفته می شد. اما پاتواردن و همکاران [۱۰] روشی نوین برای اعمال این بار معرفی کردند. بدین ترتیب که به جای اعمال بار به صورت عمود، یک مسیر مماس بر انحنا ی ستون فقرات کمری که از مرکز مهره ها عبور می کرد، در نظر گرفته شد و بار فشاری پیرو^۵ از طریق این مسیر بر روی ستون مهره ها اعمال گردید. در راستای اعمال این روش، ظرفیت تحمل بار ستون مهره ها تا حد قابل توجهی افزایش پیدا کرد. در همین راستا ژانگ و ژو [۱۱] با انجام یک مطالعه اجزای محدود بر روی ستون مهره های کمری، به بررسی تاثیر محل عبور بار پیرو بر روی پاسخ مکانیکی ستون مهره های کمری پرداختند. در این مطالعه که بر روی ستون مهره ها از مهره L1 تا استخوان ساکروم صورت گرفت، محل عبور بار پیرو از فاصله ۱۰ میلی متر در جهت خلفی مهره ها نسبت به مرکز مهره، تا فاصله ۵ میلی متر در جهت قدامی مهره ها نسبت به مرکز مهره جا به جا شد و در هر مرحله مقادیر دامنه حرکتی و فشار داخل دیسکی محاسبه گردید. همچنین فاصله ۴ میلی متری در جهت خلفی

- 1 Extension
- 2 Flexion
- 3 Facet joints
- 4 In vitro
- 5 Follower compressive load

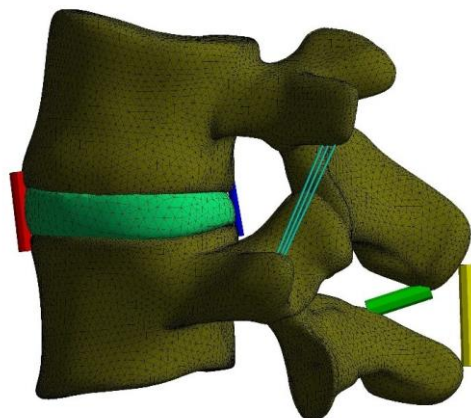
مهره ها نسبت به مرکز، به عنوان دقیق ترین محل عبور بار پیرو تعیین گردید. نوایی و همکاران [۱۲] یک دیسک کامپوزیت مصنوعی را توسط مدل اجزای محدود L3-L5 از ناحیه کمری ستون فقرات مورد مطالعه قرار دادند. نتایج نشان داد که مدل سازی اجزای محدود، امکان پیش بینی رفتار مکانیکی ایمپلنت های طراحی شده برای ستون فقرات کمری را فراهم کرده و برای مطالعات پیش بالینی بسیار مفید می باشد. با به روز رسانی هندسی این مدل توسط نوایی و همکاران و انجام یک مطالعه اجزای محدود، تاثیر تغییرات در هندسه مدل بر پاسخ مکانیکی ستون فقرات مورد بررسی قرار گرفت. نتایج مطالعه نشان داد که پارامترهای هندسی تاثیر قابل ملاحظه ای بر نحوه توزیع تنش و کرنش مدل عددی دارند [۱۳]. آیتورک و پوتلیتز [۱۴] با تولید یک مدل اجزای محدود توسط داده های حاصل از تصاویر سی تی اسکن، یک تحلیل حساسیت بر روی همگرایی شبکه بندی انجام دادند. نتایج نشان داد بیش ترین تاثیر افزایش تراکم شبکه بندی بر روی تنش ایجاد شده در اجزای مدل، هنگامی است که ستون فقرات تحت پیچش محوری قرار می گیرد و همچنین کمترین تاثیر افزایش تراکم شبکه بندی بر روی دامنه حرکتی مشاهده شد. نیمیر و همکاران [۱۵] نیز با تولید یک مدل اجزای محدود پارامتری از مهره های L3-L5 یک تحلیل احتمالی حساسیت بر روی پارامترهای هندسی انجام دادند. نتایج نشان داد که تنوع طبیعی در هندسه ستون فقرات ناحیه کمری به طور قابل توجهی بر پاسخ مکانیکی آن تاثیر می گذارد. در مطالعه دیگری که با هدف بررسی قدرت تخمین مدل های اجزای محدود ناحیه کمری ستون فقرات انجام گرفت، هشت مدل اجزای محدود از قبل موجود از این ناحیه با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج این مطالعه نشان داد دقت در مدل سازی هندسی و نوع خواص مواد به کار رفته، تاثیر بسیار زیادی بر روی مقادیر دامنه حرکتی، فشار داخل دیسکی و نیروی مفاصل بین مهره های خلفی می گذارد [۱۶]. آذری و همکاران [۱۷] نیز به جای یک نیروی ثابت برای مدل سازی وزن اندام های بالاتنه در مدل های اجزای محدود از یک گروه نیروهای پیرو برای حالت های مختلف استاتیکی استفاده کردند. از طرفی، مدل های اسکلتی-عضلانی با ساده سازی های زیاد برای مدل سازی هندسه، عموماً نمی توانند مقادیر تنش ایجاد شده در بافت ها را به درستی برآورد کنند. از این رو دهقان-همانی و همکاران [۱۸] با مقیاس بندی هندسی یک مدل اجزای محدود از قبل موجود توسط تصاویر سی تی اسکن پنج فرد، یک مطالعه اجزای محدود جدید انجام داد. در این مطالعه پنج مدل اجزای محدود برای هر فرد تولید شد که تطابق خوبی بین پاسخ سینماتیکی مدل های ارائه شده و نتایج آزمایشگاهی دیده شد و نشان داده شد که استفاده

از مدل‌های مقیاس‌پذیر برای هر فرد کاربرد بسیار خوبی در مطالعات بالینی دارد. همچنین استفاده از چنین رویکردی نیاز به تصویربرداری سی تی اسکن گسترده از بیماران را از بین برد. ناصر خاکی و همکاران [۱۹] با هدف بررسی نقش رباط‌ها بر پاسخ سینماتیکی مدل‌های اجزای محدود، بخش حرکتی L4-L5 از ستون مهره‌های کمری را تحت چندین بارگذاری استاتیکی قرار دادند. در تمامی بارگذاری‌ها صفحه انتهایی پایینی مهره L5 به طور کامل مقید شده و صفحه انتهایی بالایی مهره L4 تحت اعمال نیرو و گشتاور قرار گرفت. در این بررسی هشت مجموعه خواص مختلف برای رباط‌ها در نظر گرفته شد. این مطالعه به نقش مهم رباط‌ها به ویژه در گشتاورهای بزرگ اشاره کرد و نشان داد که مدل‌سازی دقیق رباط‌ها، تاثیر قابل توجهی بر پاسخ سینماتیکی مدل اجزای محدود دارد. سانجای و همکاران [۲۰] با هدف بررسی توزیع تنش و کرنش در بخش L4-L5 از ستون فقرات کمری، به مدل‌سازی اجزای محدود و سپس بارگذاری استاتیکی این بخش پرداختند. در این بارگذاری حرکات فیزیولوژیکی خمش رو به عقب و جلو، خمش جانبی و پیچش محوری از طریق اعمال یک نیروی ۵۰۰ نیوتن و یک گشتاور ۱۰ نیوتن متر شبیه‌سازی شدند. همچنین خواص تمامی مواد به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شد. بررسی‌ها نشان داد بیش‌ترین تنش در حالت پیچش محوری و بیش‌ترین دامنه حرکتی در حالت خمش رو به عقب رخ می‌دهد. همچنین نشان داده شد که نحوه بارگذاری و اعمال شرایط مرزی می‌تواند تاثیر قابل توجهی در تحلیل توزیع تنش و کرنش در مطالعات اجزای محدود داشته باشد. در مطالعه‌ای توسط پیتزن و همکاران [۲۱] نقش استحکام استخوان اسفنجی بر روی میزان بار تحمل‌شده توسط مهره‌ها از طریق یک مدل‌سازی اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه سه مدل یانگ ۱۰، ۲۵ و ۱۰۰ مگاپاسکال که به ترتیب نشان دهنده تراکم استخوان فرد مبتلا به پوکی استخوان، فرد سالم ۶۵ ساله و فرد سالم جوان می‌باشد، به منظور مدل‌سازی استخوان اسفنجی در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد که تحمل بار توسط بخش قدامی و خلفی مهره‌ها به طور خاصی تحت تاثیر تراکم استخوان اسفنجی می‌باشد. به طوری که هرچه تراکم این بخش بیشتر باشد، بار فشاری اعمال شده از روی بخش خلفی برداشته شده و توسط بخش قدامی تحمل می‌شود. همچنین در مطالعه‌ای دیگر نقش استخوان قشری و استخوان اسفنجی در تحمل بار از طریق مدل‌سازی اجزای محدود پارامتری بخش L2-L4 مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه نشان داده شد استخوان قشری در قسمت صفحات انتهایی کمترین میزان بار و در محل صفحه مرکزی مهره بیشترین میزان بار را نسبت به استخوان اسفنجی تحمل

می‌کند [۲۲]. پونارسلوام و همکاران [۲۳] با هدف تشخیص زاویه مناسب کمر و ستون فقرات به هنگام ایستادن و بلند کردن اجسام سنگین، به مطالعه اجزای محدود ستون فقرات کمری پرداختند. آن‌ها به این منظور با استفاده پردازش تصاویر سی تی اسکن و به کمک نرم‌افزار کتیا یک مدل سه‌بعدی از ستون فقرات کمری را تولید کرده سپس توسط نرم‌افزار انسیس به تجزیه و تحلیل اجزای محدود آن مدل پرداختند. در این تحلیل سه پارامتر تغییر شکل کل و تنش و کرنش فون میزس، مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که زاویه ۹۰ درجه بین بالاتنه و لگن بهترین حالت برای بلند کردن اجسام است. پژوهش حاضر به مدل‌سازی و تحلیل اجزای محدود بخش حرکتی L4-L5 از ناحیه کمری ستون فقرات و بررسی توزیع تنش در بخش‌های مختلف این مدل به منظور بررسی آسیب آنها می‌پردازد. لازم به ذکر است در این پژوهش منظور از آسیب بافت، حالتی است که تنش‌ها و کرنش‌ها در بافت موردنظر از محدوده الاستیک فراتر می‌روند. در ناحیه کمری ستون فقرات به سبب نقش عمده‌ای که در تحمل وزن بدن دارد ممکن است با ایستادن یا نشستن نادرست، بلند کردن اجسام و انجام فعالیت‌های سنگین دچار آسیب‌های شایعی مانند بیرون زدگی یا پارگی دیسک و آسیب رباط‌ها و مفاصل شود، از این رو مطالعه بر روی این ناحیه از اهمیت بالایی برخوردار است. مدل اجزای محدود ارائه شده در این پژوهش که در آن موازنه‌ای بین دقت و حجم محاسبات لحاظ می‌شود، در مطالعات آتی مربوط به ارتزهای بالاتنه مورد استفاده قرار می‌گیرد تا نقش ارتزها در کاهش تنش‌های ایجاد شده در این بخش حرکتی که محل شایعی برای آسیب می‌باشد، در گام‌های مختلف بلند کردن اجسام بررسی شود.

۲- مدل‌سازی اجزای محدود بخش L4-L5

ناحیه کمری ستون فقرات شامل پنج مهره، چهار دیسک بین‌مهره‌ای و رباط‌ها می‌باشد. تقریباً ۲۰ درصد از ارتفاع ستون فقرات کمری مربوط به دیسک‌ها است. با توجه به اینکه بخش حرکتی L4-L5 در محل گودی کمر واقع شده است، محل ایجاد بسیاری از دردها و آسیب‌های شایع ستون فقرات است. معمولاً در این ناحیه از ستون فقرات کمری، بیش‌ترین آسیب دیسک مشاهده می‌شود [۲۵]. بر این اساس در این پژوهش تمرکز بر روی مطالعه اجزای محدود این بخش از ستون فقرات کمری می‌باشد. این بخش شامل دو مهره L4 و L5، چهار صفحه انتهایی، یک دیسک بین‌مهره‌ای و هفت دسته رباط می‌باشد که در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱. نمایی از مدل اجزای محدود بخش L4-L5 ستون فقرات کمری

Fig. 1. Finite element model of the L4-L5 segment of the lumbar spine

جدول ۱. خواص مکانیکی بخش‌های مختلف مدل اجزای محدود

Table 1. Mechanical properties of different parts in the finite element model

مرجع	رفتار هایپر الاستیک (مدل مونی-ریولین)		رفتار الاستیک خطی				خواص مکانیکی
	حلقه فیبری	هسته دیسک	غضروف مفصل بین مهره‌ای خلفی	صفحه انتهایی	استخوان اسفنجی	استخوان قشری	اجزای مدل
[۲۸]	$1/2 \times 10^{-6}$	1×10^{-6}	1×10^{-6}	2×10^{-7}	$1/8 \times 10^{-6}$	2×10^{-7}	چگالی (kg/mm ³)
[۲۶]			۱۱	۱۲۰۰۰	۸۱	۱۲۰۰۰	مدول یانگ (MPa)
[۲۸]			۰/۴	۰/۳	۰/۲۵	۰/۳	نسبت پواسان
[۲۸]	C10= ۰/۲۴ C01= -۰/۰۶	C10= ۰/۶۴ C01= -۰/۱۶					

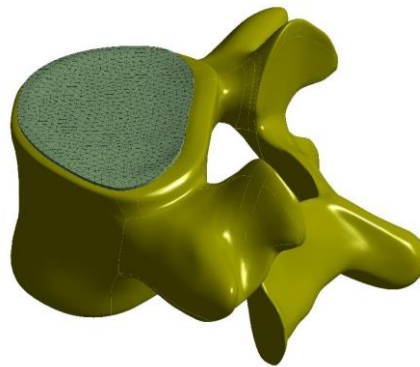
ضخامت استخوان قشری براساس داده‌های موجود ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شده است [۲۷]. رفتار مهره‌ها، الاستیک خطی و همسانگرد فرض شده و سه پارامتر چگالی، مدول یانگ و نسبت پواسان برای تعریف خواص مکانیکی آن در نظر گرفته شده است. این خواص که از داده‌های موجود در مقالات استخراج شده در جدول ۱ ارائه شده اند. به منظور شبکه‌بندی استخوان قشری که به صورت یک رویه مدلسازی شده است، از المان سه ضلعی ۳ گره‌ای استفاده شده است. این بخش از مدل در مجموع از ۱۳۱۷۰۲ المان

به منظور مدل‌سازی ناحیه کمری ستون فقرات، از یک هندسه اولیه شامل مهره‌ها و دیسک‌های بین‌مهره‌ای استفاده شده است. این هندسه از طریق پردازش تصاویر رادیولوژی استخراج شده است. به منظور توسعه این مدل هندسی و افزودن بخش‌های جدید و همچنین مدل‌سازی اجزای محدود، از نرم‌افزار انسیس و رکبنچ استفاده شده است. هر مهره از دو بخش پوسته قشری و مرکز اسفنجی تشکیل شده‌اند. لازم به ذکر است استخوان قشری دارای سفتی و استحکام بالاتری نسبت به استخوان اسفنجی است.



شکل ۲. نمای شبکه‌بندی شده از مهره L5 به همراه نمای برش خورده

Fig. 2. Meshed representation of the L5 vertebra with a sectioned view



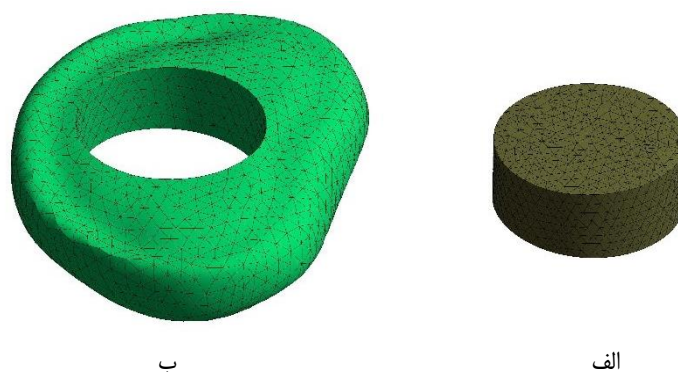
شکل ۳. نمای شبکه‌بندی شده صفحه انتهایی بالایی مربوط به مهره L5

Fig. 3. Meshed representation of the upper endplate of the L5 vertebra

انتهایی نیز مانند رفتار مهره‌ها به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شد. خواص مکانیکی صفحات انتهایی نیز در جدول ۱ ذکر شده است. به منظور شبکه‌بندی این بخش از المان سه ضلعی ۳ گره‌ای استفاده شده است. صفحات انتهایی در مجموع از ۵۰۱۶ المان تشکیل شده‌اند. شکل ۳ نمای شبکه‌بندی شده صفحه انتهایی بالایی مربوط به مهره L5 را نشان می‌دهد. همان‌گونه که پیش‌تر توضیح داده شد دیسک‌های بین‌مهره‌ای از دو بخش هسته و حلقه فیبری تشکیل شده‌اند. به منظور مدل‌سازی بخش هسته، یک هندسه با سطح مقطع دایره‌ای و شعاع مشخص با در نظر گرفتن ۵۷٪ حجم دیسک برای حلقه فیبری و ۴۳٪ برای هسته در درون دیسک تولید شدند [۲۷]. دیسک‌های بین‌مهره‌ای وظیفه مقاومت در برابر بارهای فشاری ناشی از تحمل وزن و همچنین تنش‌های کششی و برشی که با

تشکیل شده است. در شکل ۲ نمای شبکه‌بندی شده استخوان قشری و اسفنجی مربوط به مهره L5 نشان داده شده است. استخوان اسفنجی نیز بوسیله المان چهاروجهی ۱۰ گره‌ای مدل‌سازی شده است. این بخش از مدل که درون استخوان قشری قرار دارد، در مجموع از ۲۶۹۲۵۸ المان تشکیل شده است. لازم به ذکر است بین المان‌های دوبعدی مربوط به استخوان قشری و المان‌های سه‌بعدی مربوط به استخوان اسفنجی، از المان‌های تماسی نوع پیوندی که اجازه لغزش و جدایش ندارند، استفاده شده است.

لازم به ذکر است سطوح فوقانی و تحتانی بدنه مهره توسط صفحات انتهایی پوشانده شده‌اند و بدنه مهره از طریق صفحات انتهایی با دیسک بین‌مهره‌ای ارتباط دارد. به منظور مدل‌سازی این بخش، دو صفحه در بالا و پایین بدنه مهره با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر [۲۷] ایجاد شده و رفتار صفحات



شکل ۴. نمای شبکه‌بندی شده اجزای دیسک بین‌مهره‌ای (الف هسته ب) حلقه فیبری

Fig. 4. Meshed representation of intervertebral disc components (a) Nucleus (b) Annulus fibrosus

۱ ذکر شده است. رباط‌ها نیز بافت‌های غیرفعال هستند که فقط نیروهای کششی را تحمل می‌کنند [۲]. از این رو به منظور مدل‌سازی رباط‌ها از المان کابل استفاده شده تا فقط مقاومت در کشش داشته باشند. محل دقیق اتصال رباط‌ها براساس داده‌های موجود در مقالات مشخص شده است [۴] و هر رباط با تعداد مشخصی المان کابل بین دو مهره مجاور مدل‌سازی شده است. در مجموع تعداد ۶۴ المان کابل به منظور مدل‌سازی این بخش به کار رفته است. در این پروژه رفتار الاستیک رباط‌ها مورد مطالعه قرار گرفته و خواص مکانیکی آن‌ها در جدول ۲ ارائه شده است.

۳- نتایج تحلیل اجزای محدود بخش L4-L5

در این بخش نتایج مدل‌سازی اجزای محدود و تحلیل استاتیکی بخش L4-L5 از ستون فقرات کمری ارائه شده است. از جمله موارد مهم در یک مدل اجزای محدود، بررسی کیفیت شبکه‌بندی می‌باشد که در این بخش ابتدا به این مساله پرداخته شده است. همچنین دامنه حرکتی، فشار داخل دیسکی و توزیع تنش در اجزای مختلف مدل اجزای محدود نیز بررسی شده و به منظور صحت‌سنجی، نتایج بدست‌آمده از مدل اجزای محدود با نتایج پژوهش‌های پیشین مقایسه می‌شود.

۳-۱- بررسی همگرایی و کیفیت شبکه‌بندی مدل اجزای محدود

به منظور بررسی همگرایی شبکه‌بندی، بخش L4-L5 تحت یک بارگذاری استاتیکی قرار می‌گیرد. در این بارگذاری یک نیروی عمودی ۵۰۰ نیوتنی که جهت مدل‌سازی وزن بالاتنه فرد می‌باشد به صفحه انتهایی

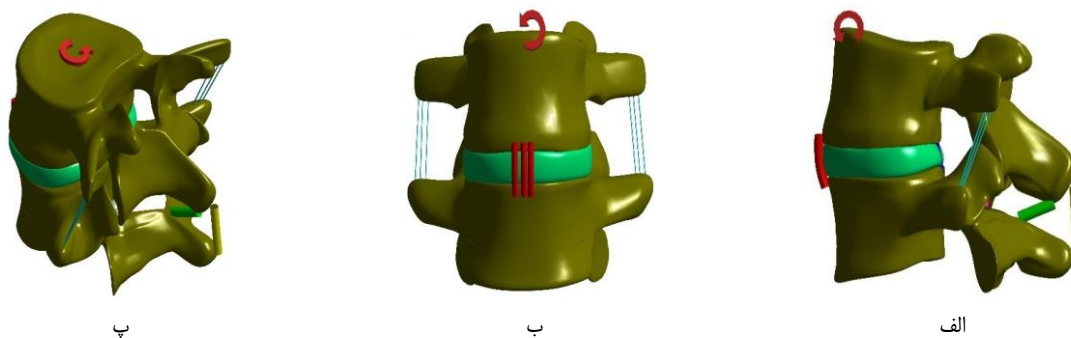
حرکات ستون فقرات در جهت‌های مختلف ایجاد می‌شوند را دارند. هسته دیسک رفتاری مانند یک ماده نیمه سیال از خود نشان می‌دهد، از این رو معمولاً به عنوان یک ماده تراکم ناپذیر مدل‌سازی می‌شود [۲]. این خاصیت باعث می‌شود هنگامی که ستون فقرات تحت بارهای مکانیکی قرار می‌گیرد، هسته دیسک به سطح داخلی حلقه فیبری و همچنین قسمتی از صفحات انتهایی که با آن در تماس هستند، فشار وارد کند. این فشار تحت عنوان فشار داخل دیسکی شناخته می‌شود. در این پژوهش به منظور مدل‌سازی رفتار دیسک‌های بین‌مهره‌ای از مواد هاپیرالاستیک و مدل مونی-ریولین مرتبه اول استفاده شده است. خواص مواد مربوط به دیسک‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. به منظور شبکه‌بندی این بخش از مدل از المان چهاروجهی ۱۰ گره‌ای استفاده شده است. حلقه‌های فیبری در دیسک بین‌مهره‌ای در مجموع از ۳۱۲۱۹ المان تشکیل شده‌اند. همچنین هسته‌های دیسک از ۱۰۶۷۲ المان تشکیل شده‌اند. شکل ۴ نمای شبکه‌بندی شده هسته و حلقه فیبری مربوط به دیسک L4-L5 را نشان می‌دهد.

مفاصل بین‌مهره‌ای خلفی محل تماس دو مهره مجاور بوده و به تثبیت ستون فقرات به هنگام اعمال بارهای فشاری کمک می‌کنند. همچنین این مفاصل در محدود کردن حرکات ستون فقرات مانند چرخش محوری، خمش‌های جانبی و خم شدن رو به عقب و جلو نقش مهمی ایفا کرده و از وارد شدن آسیب به دیسک‌های بین‌مهره‌ای جلوگیری می‌کنند [۲]. این بخش از مدل بوسیله المان تماسی اصطکاکی با ضریب اصطکاک ۰/۱ مدل‌سازی شده است [۲۹] و فضای بین مفاصل بین‌مهره‌ای خلفی بوسیله یک ماده غضروفی پر شده است. خواص مربوط به این غضروف در جدول

جدول ۲. خواص مکانیکی رباطها

Table 2. Mechanical properties of the ligaments

خواص	ALL	PLL	ITL	FL	ISL	SSL	مرجع
چگالی (kg/mm^3)	1×10^{-6}	1×10^{-6}	1×10^{-6}	1×10^{-6}	1×10^{-6}	1×10^{-6}	[۲۸]
سطح مقطع (mm^2)	۶۳/۷	۲۰	۳/۶	۴۰	۴۰	۳۰	[۲۹]
مدول ینانگ (MPa)	۷/۸	۱۰	۱۰	۱۵	۱۰	۸	[۳۰]
نسبت پواسان	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳	[۳۰]



شکل ۵. گشتاورهای خمشی اعمال شده در جهت‌های الف) خمشی رو به جلو ب) خمشی جانبی پ) پیچش محوری

Fig. 5. Applied bending moments in different directions (a) Flexion (b) Lateral bending (c) Axial rotation

بالایی مهره L4 اعمال می‌شود. این صفحه همچنین تحت یک گشتاور با اندازه ۵ نیوتن متر در جهت پیچش محوری قرار می‌گیرد، صفحه انتهایی پایینی مهره L5 نیز به طور کامل مقید شده است. در شکل ۵ گشتاورهای اعمال شده بر روی مدل نشان داده شده‌اند.

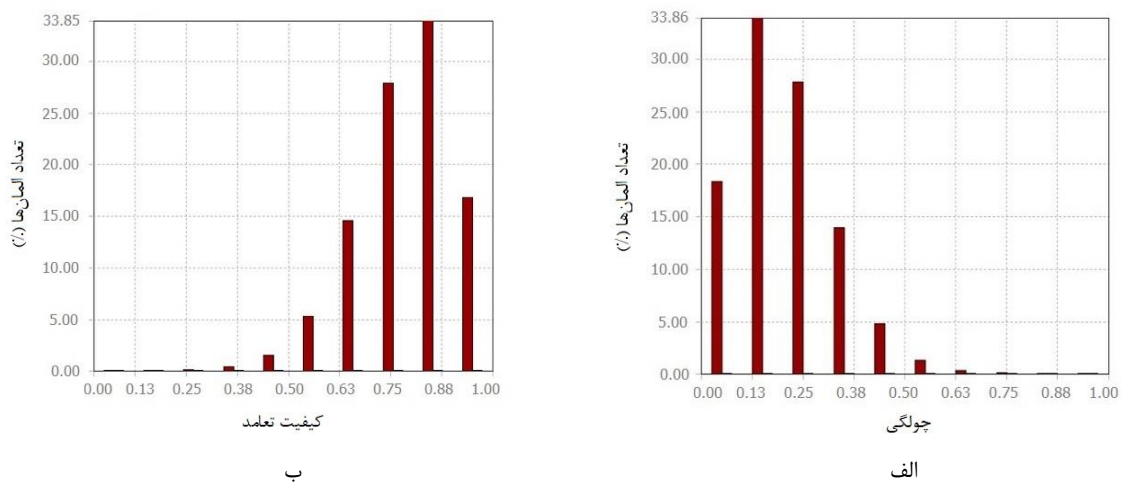
در این تحلیل، مقادیر بیش‌ترین تنش فون میزس، بیش‌ترین کرنش فون میزس، فشار داخل‌دیسکی و دامنه حرکتی در جهت اعمال گشتاور بررسی می‌شود. به منظور انتخاب تعداد مناسب المان برای مدل اجزای محدود، تحلیل موردنظر با ۹۷۳۰۰، ۱۴۵۵۷۸ و ۲۷۹۹۰۴ المان، انجام شده است. در جدول ۳ مقدار پارامترهای خروجی مدل اجزای محدود به ازای شبکه‌بندی‌های ذکر شده ارائه شده‌اند. درصد اختلاف در اکثر پارامترها میان مدل اجزای محدود با ۹۷۳۰۰ و ۲۷۹۹۰۴ المان بیش‌تر از ۱۰٪ و میان مدل

- 1 Skewness
- 2 Orthogonal quality

جدول ۳. مقدار پارامترهای خروجی مدل اجزای محدود به ازای شبکه‌بندی‌های مختلف

Table 3. Output parameters of the finite element model for different mesh densities

تعداد المان	تنش فون میزس (MPa)	کرنش فون میزس (%)	فشار داخل دیسکی (MPa)	دامنه حرکتی (درجه)
۹۷۰۰۰	۱۲/۶۸	۱۰/۰۷	۰/۳۹	۰/۸۱
۱۴۵۵۷۸	۱۲/۰۷	۹/۴۸	۰/۳۶	۰/۶۰
۲۷۹۹۰۴	۱۱/۸۶	۹/۵۸	۰/۳۳	۰/۵۵



شکل ۶. ارزیابی کیفیت شبکه‌بندی (الف) نمودار چولگی (ب) نمودار کیفیت تعامد

Fig. 6. Mesh quality evaluation (a) Skewness diagram (b) Orthogonal quality diagram

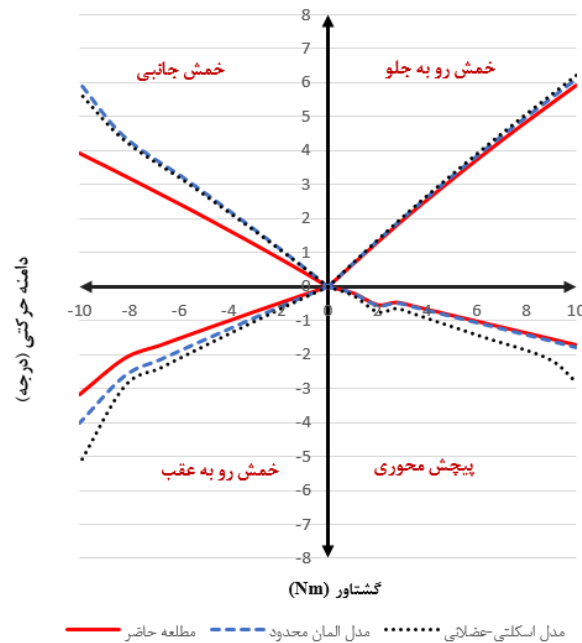
۳-۲-۱- بررسی دامنه حرکتی بخش L4-L5

در بارگذاری استاتیکی، صفحه انتهایی پایینی مهره L5 به‌طور کامل مقید شده و صفحه انتهایی بالایی مهره L4 به‌منظور شبیه‌سازی حرکات فیزیولوژیک، خمیدگی رو به جلو، خمیدگی جانبی و پیچش محوری، تحت یک گشتاور خالص ۱۰ نیوتن متر در جهت‌های ذکر شده قرار می‌گیرد. تغییر زاویه صفحه انتهایی بالایی مهره L4 به عنوان دامنه حرکتی در نظر گرفته می‌شود. در شکل ۷ دامنه حرکتی مدل اجزای محدود ارائه شده در این پژوهش با نتایج مربوط به دو مدل اسکلتی-عضلانی و اجزای محدود ارائه شده در مرجع [۱۷] مقایسه شده است.

قابل قبول هستند. نمودارهای دو معیار چولگی و کیفیت تعامد مربوط به شبکه‌بندی در شکل ۶ نشان داده شده‌اند. مشاهده می‌شود که اکثر المان‌ها در محدوده قابل قبول ۰ تا ۰/۹۵ قرار دارند. معیار کیفیت تعامد نیز برای اکثر المان‌ها مقدار کاملاً قابل قبولی دارد.

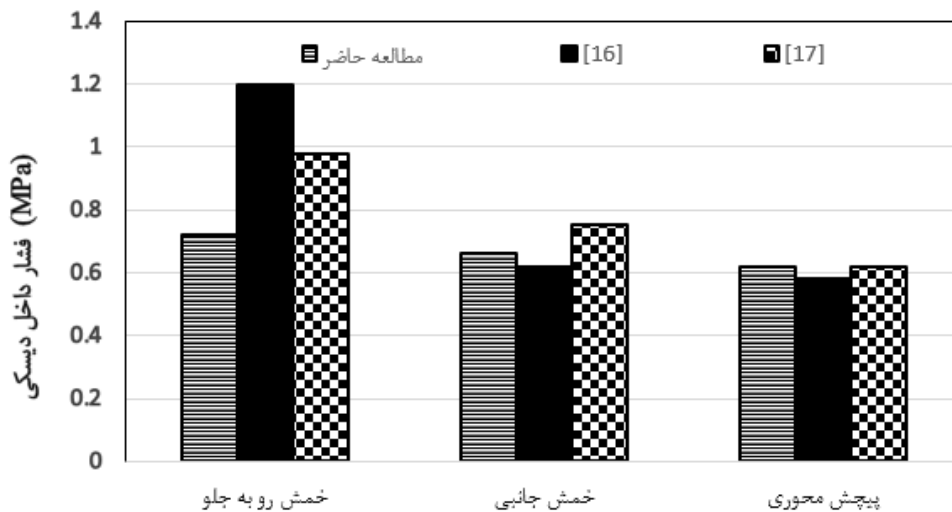
۳-۲- اعتبارسنجی مدل اجزای محدود بخش L4-L5

در این بخش به‌منظور اطمینان از دقت مدل اجزای محدود ارائه شده، مدل تحت بارگذاری استاتیکی قرار گرفته و دامنه حرکتی و فشار داخل دیسکی بدست آمده با نتایج موجود در مراجع [۱۶، ۱۷] مقایسه می‌گردد.



شکل ۷. دامنه حرکتی بخش L4-L5 تحت گشتاور خالص ۱۰ نیوتن متر در مقایسه با داده‌های موجود در مرجع [۱۷]

Fig. 7. Range of motion of the L4-L5 segment under a pure moment of 10 Nm compared with existing data from [17]

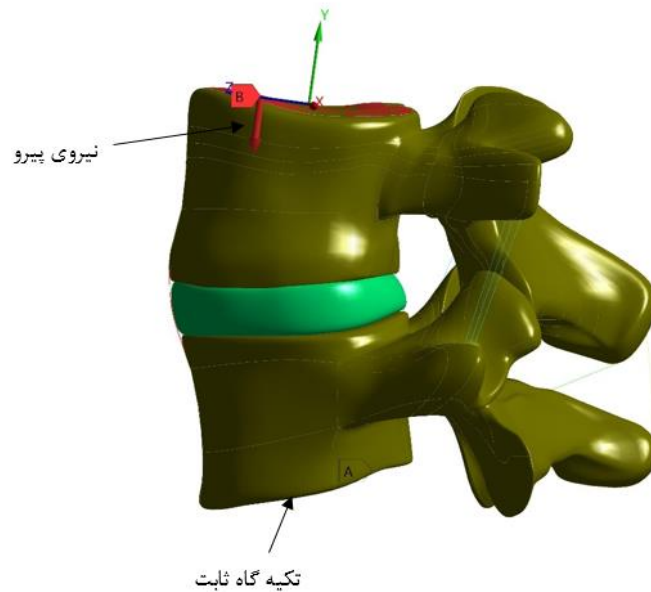


شکل ۸. فشار داخل دیسکی بخش L4-L5 تحت نیروی فشاری ۱۱۷۵ نیوتن و گشتاور ۷/۵ نیوتن متر

Fig. 8. Intradiscal pressure in L4-L5 segment under a compressive force of 1175 N and a moment of 7.5 Nm

تحت یک نیروی عمودی تا ۱۱۷۵ نیوتن که بیان‌گر وزن بالاتنه فردی است که یک جسم را نگه داشته قرار گرفت. همچنین به منظور شبیه‌سازی حرکات فیزیولوژیکی خمیدگی روبه جلو، خمش جانبی به پهلو و پیچش محوری، صفحه انتهایی بالایی مهره L4 تحت یک گشتاور تا ۷/۵ نیوتن متر قرار گرفت. در شکل ۸ فشار داخل دیسکی مربوط به این پژوهش با نتایج ارائه شده در مراجع [۱۶، ۱۷] مقایسه شده است. لازم به ذکر است که فشار

۳-۲-۲- بررسی فشار داخل دیسکی بخش L4-L5
بررسی فشار داخل دیسکی از نقطه نظر تخمین میزان آسیب‌های وارده بر دیسک، از اهمیت بالایی برخوردار است. به منظور صحت‌سنجی فشار داخل دیسکی ارائه شده در این پژوهش، مطابق مرجع [۱۷] یک بخش L4-L5 مورد تحلیل اجزای محدود قرار گرفت. در این تحلیل صفحه انتهایی پایینی مهره L5 به طور کامل مقید شده و صفحه انتهایی بالایی مهره L4



شکل ۹. شرایط مرزی و بارگذاری اعمال شده بر روی مدل اجزای محدود

Fig. 9. Boundary conditions and loading applied to the finite element model

۳-۳- تحلیل استاتیکی مدل اجزای محدود بخش L4-L5 تحت اثر بارگذاری‌های مختلف

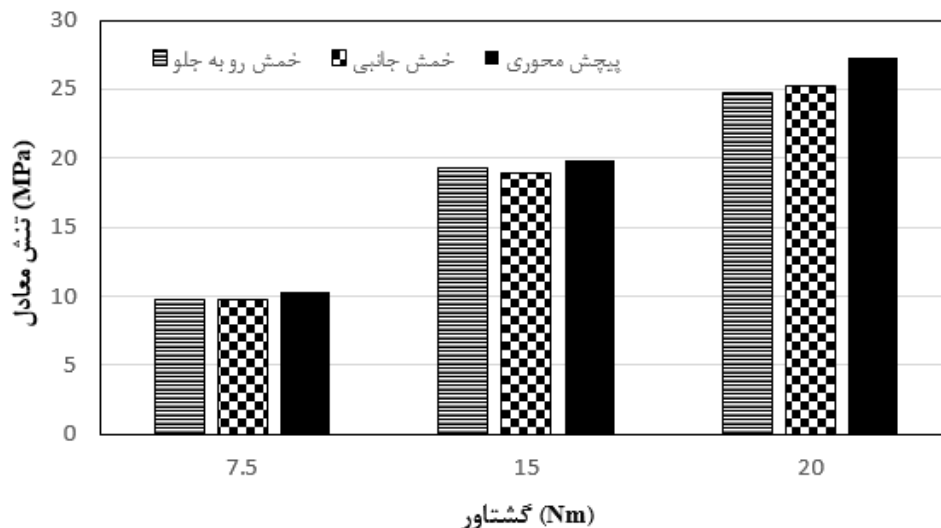
در این تحلیل، دو متغیر نیروی فشاری و گشتاور ایجاد شده در اثر حالت‌های مختلف ایستادن فرد، تا سه برابر مقادیر متوسط تحمل شده توسط ستون فقرات کمری طی فعالیت‌های معمول روزانه افزایش پیدا می‌کند و تاثیر افزایش این متغیرها بر نحوه توزیع تنش، فشار داخل دیسک و دامنه حرکتی مدل بررسی می‌شود. این تحلیل در دو حالت انجام می‌شود. در حالت اول مقدار نیرو ثابت و برابر با ۵۰۰ نیوتن در نظر گرفته شده و گشتاور خمشی از ۷/۵ تا ۲۰ نیوتن متر افزایش پیدا می‌کند. در حالت دوم با ثابت در نظر گرفتن گشتاور خمشی ۷/۵ نیوتن متر، نیرو تا ۱۸۰۰ نیوتن افزایش پیدا می‌کند. نتایج بدست آمده در قالب نمودارهای توزیع تنش در اجزاء فشار داخل دیسک و دامنه حرکتی مدل، تحت تاثیر افزایش نیرو و گشتاورهای خمشی ارائه می‌گردد.

۳-۳-۱- بررسی توزیع تنش فون میزس تحت تاثیر افزایش گشتاور خمشی

با فرض آنکه مقدار متوسط گشتاوری که در طی فعالیت‌های روزانه به ستون مهره‌های کمری وارد می‌شود ۷/۵ نیوتن متر باشد [۱۶]، در این تحلیل

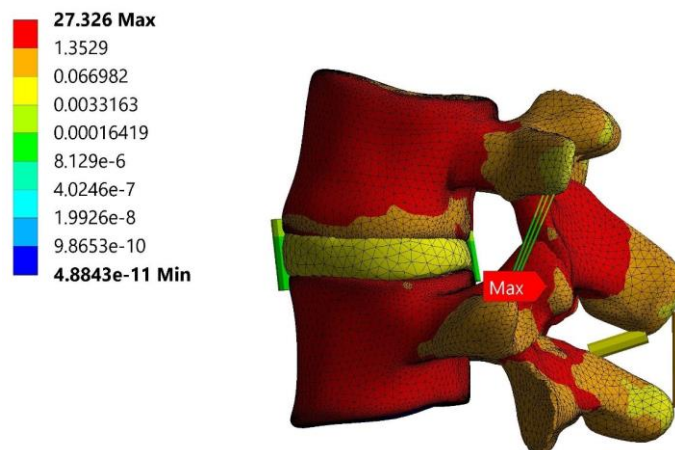
داخل دیسکی، در واقع تنش هیدرواستاتیک مرکز هسته دیسک است که اندازه‌گیری آزمایشگاهی آن بصورت درون تنی به دلیل خطرات و آسیب‌های احتمالی با چالش‌های زیادی همراه است و در تحقیقات محدودی انجام شده است. در مدل‌های عددی مانند مدل اجزای محدود نیز برای محاسبه این فشار هیدرواستاتیک در مرکز هسته دیسک چالش‌هایی وجود دارد و نوع شبکه‌بندی استفاده شده و تعداد المان‌ها، باعث تغییراتی در نتایج می‌شود زیرا لزوماً نقطه مرکز هسته دیسک به عنوان یکی از نقاط گره‌ای در نظر گرفته نمی‌شود. به همین دلیل در پژوهش حاضر، میانگین تنش‌های اصلی المان‌های قرار گرفته در هسته دیسک به عنوان فشار داخل دیسکی در نظر گرفته شده و پیشینه آن گزارش شده است.

پس از صحت‌سنجی مدل اجزای محدود بخش L4-L5، بارگذاری‌های مختلفی به مدل اعمال شده و تحلیل تنش انجام می‌گیرد. لازم به ذکر است در این تحلیل به منظور پیاده سازی شرایط مرزی، صفحه انتهایی پایینی مهره L5 به طور کامل مقید می‌شود. همچنین به منظور مدل‌سازی وزن بالاتنه شخص و نیروی ماهیچه‌ها، از یک نیروی پیرو با اندازه ۵۰۰ نیوتن که به صفحه انتهایی بالایی مهره L4 اعمال شده و جهت آن عمود بر دیسک بین مهره‌ای است، استفاده می‌شود. در شکل ۹ شرایط مرزی به کار رفته در این تحلیل نشان داده شده است.



شکل ۱۰. تنش فون میزس در مدل اجزای محدود تحت اثر خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری و افزایش گشتاور

Fig. 10. Von Mises stress in the finite element model under flexion, lateral bending, and axial rotation with increasing moment



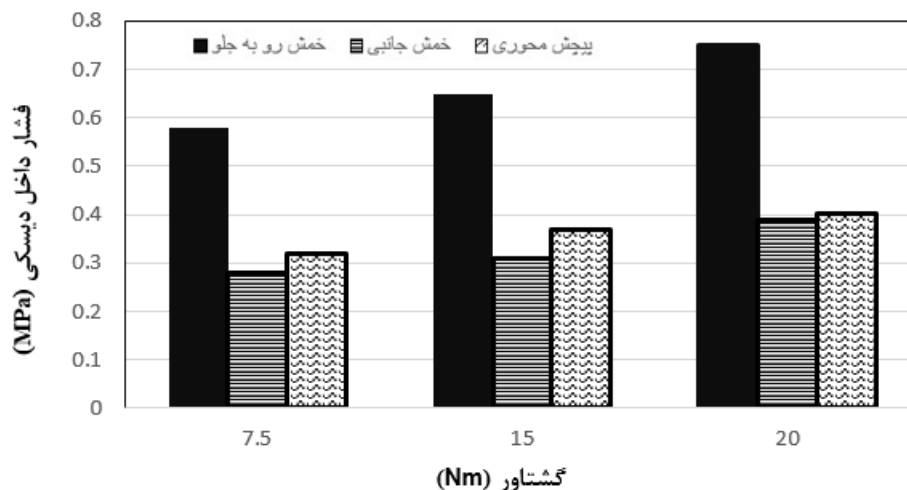
شکل ۱۱. کانتور توزیع تنش فون میزس (برحسب واحد مگاپاسکال) در مدل اجزای محدود تحت گشتاور ۲۰ نیوتن متر در جهت پیچش محوری

Fig. 11. Von Mises stress distribution contour (MPa) in the finite element model under a moment of 20 Nm in axial rotation

متر در جهت پیچش محوری را نشان می‌دهد. بیش‌ترین تنش ایجاد شده در این حالت برابر با ۲۷/۳۳ مگاپاسکال در استخوان قشری و ۰/۸ مگاپاسکال در استخوان اسفنجی است. همچنین با توجه به داده‌های موجود، مقدار تنش تسلیم در استخوان قشری برابر با ۱۰۵ مگاپاسکال و در استخوان اسفنجی برابر با ۱/۹۵ مگاپاسکال می‌باشد [۲۸]. مقایسه تنش‌های ایجاد شده در مدل اجزای محدود با مقادیر تنش تسلیم نشان می‌دهد که تحت بارگذاری انجام شده، استخوان قشری و استخوان اسفنجی دچار آسیب نشده‌اند. همچنین

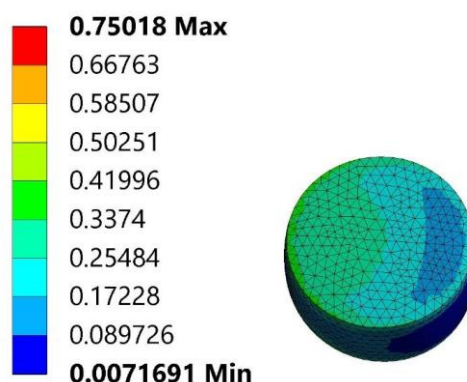
با افزایش میزان گشتاور ذکر شده تا سه برابر حالت معمول، تنش معادل وارد شده به ستون مهره‌های کمری تا میزان ۲۴/۷۹ مگاپاسکال در خمش رو به جلو، ۲۵/۲۱ مگاپاسکال در خمش جانبی و ۲۷/۳۳ مگاپاسکال در پیچش محوری افزایش پیدا کرد. همانگونه که در شکل ۱۰ نیز نشان داده شده است، هنگامی که فرد تحت پیچش محوری قرار می‌گیرد، بیش‌ترین تنش را متحمل می‌شود.

شکل ۱۱ کانتور توزیع تنش در بخش L4-L5 تحت گشتاور ۲۰ نیوتن



شکل ۱۲. تغییرات فشار داخل دیسکی در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری تحت تاثیر افزایش گشتاور

Fig. 12. Changes in intradiscal pressure in three directions (flexion, lateral bending, and axial rotation) under increasing moment



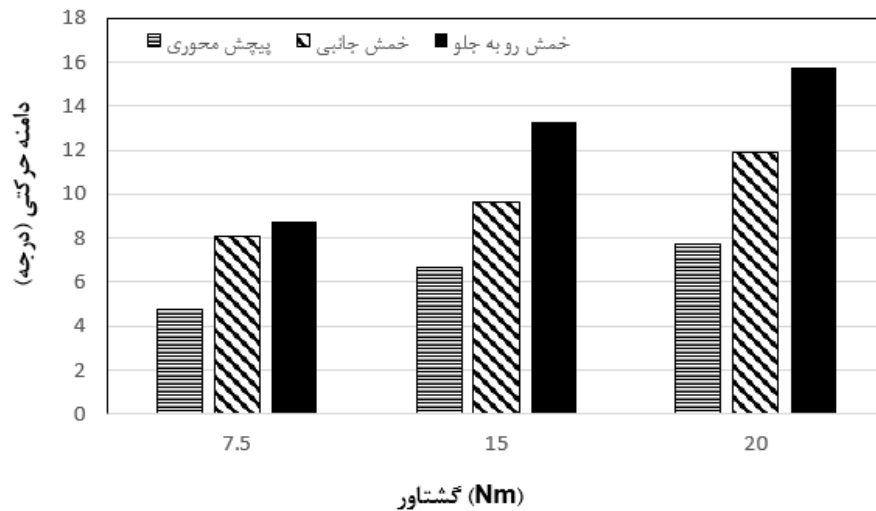
شکل ۱۳. کانتور میانگین تنش‌های اصلی در هسته دیسک (برحسب واحد مگاپاسکال) تحت گشتاور ۲۰ نیوتن متر در جهت خمش روبه جلو

Fig. 13. Average of principal stress distribution in the nucleus pulposus (MPa) under a moment of 20 Nm in flexion

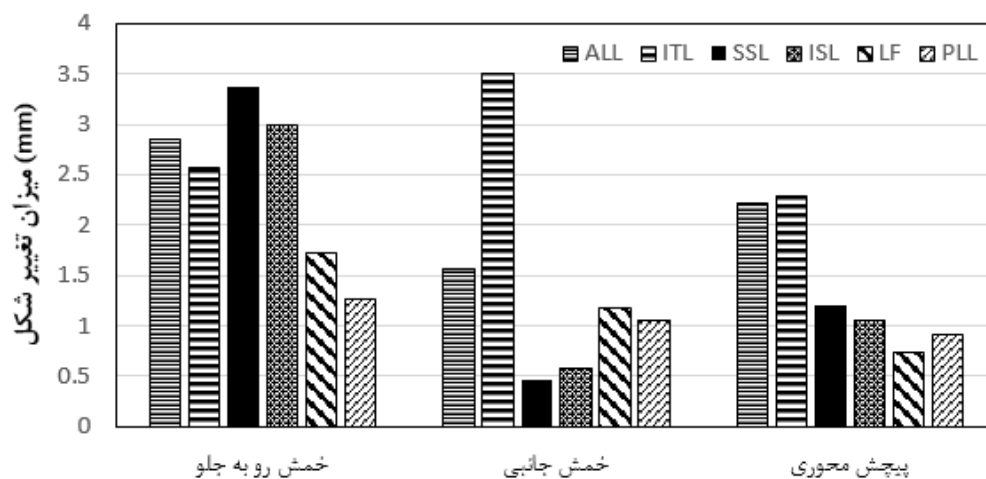
در خمش جانبی و ۰/۴۰ مگاپاسکال در پیچش محوری افزایش پیدا کرد. همان‌گونه که در شکل ۱۲ نیز مشاهده می‌شود، فرد در خمش روبه جلو بیش‌ترین میزان فشار داخل دیسکی را تجربه می‌کند. شکل ۱۳ میانگین تنش‌های اصلی ایجاد شده در هسته دیسک را که بیان‌گر فشار داخل دیسکی می‌باشد، تحت تاثیر گشتاور ۲۰ نیوتن متر در جهت خمش روبه جلو نشان می‌دهد. بیش‌ترین فشار داخل دیسکی وارد شده در این حالت برابر با ۰/۷۵ مگاپاسکال می‌باشد. همچنین باتوجه به داده‌های موجود، مقدار فشار داخل دیسکی در لحظه آسیب در حالت خمش رو به جلو برای دیسک

همان‌گونه که در شکل ۱۱ مشاهده می‌شود، بیش‌ترین تنش در محل زائده مفصلی رخ داده است.

۳-۲- بررسی فشار داخل دیسکی تحت تاثیر افزایش گشتاور خمشی همان‌طور که پیش‌تر نیز ذکر شد، یکی از مهم‌ترین موارد در پیش‌بینی احتمال آسیب ستون فقرات، بررسی فشار داخل دیسکی می‌باشد. با افزایش سه برابری گشتاور خمشی از ۷/۵ به ۲۰ نیوتن متر مقدار فشار داخل دیسکی در مدل تا میزان ۰/۷۵ مگاپاسکال در خمش رو به جلو، ۰/۳۹ مگاپاسکال



شکل ۱۴. تغییرات دامنه حرکتی تحت تاثیر افزایش گشتاور از ۷/۵ تا ۲۰ نیوتن متر در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری
Fig. 14. Changes in range of motion under increasing moment from 7.5 Nm to 20 Nm in three directions (flexion, lateral bending, and axial rotation)



شکل ۱۵. میزان تغییر طول رباطها در اثر افزایش گشتاور خمشی تا ۲۰ نیوتن متر
Fig. 15. Ligament elongation under increasing moment up to 20 Nm

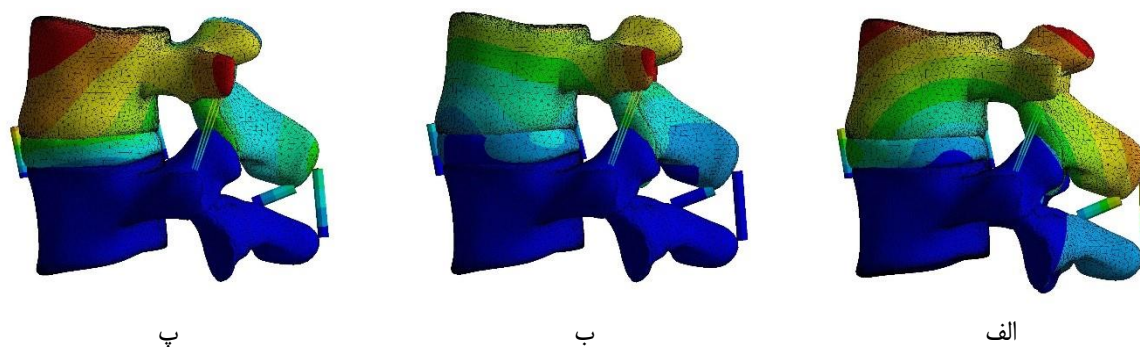
از ۷/۵ تا ۲۰ نیوتن متر را در هر سه جهت نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل نیز مشاهده می‌شود، بیش‌ترین افزایش در دامنه حرکتی مربوط به خمش رو به جلو می‌باشد.

۳-۳-۴- بررسی میزان تغییر طول رباطها در مدل تحت تاثیر افزایش گشتاور خمشی

میزان تغییر طول رباطها در اثر افزایش گشتاور خمشی تا ۲۰ نیوتن متر در شکل ۱۵ نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل نیز

بین مهره‌ای برابر با ۴ مگاپاسکال می‌باشد [۳۱]. از مقایسه فشار ایجاد شده در هسته دیسک با مقادیر تسلیم مشخص است که تحت بارگذاری انجام شده دیسک نیز دچار آسیب نشده است.

۳-۳-۳- بررسی تغییر دامنه حرکتی تحت تاثیر افزایش گشتاور خمشی
با اعمال گشتاور ۲۰ نیوتن متری بر روی مدل میزان دامنه حرکتی در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری افزایش یافت. شکل ۱۴ مقادیر بدست آمده برای دامنه حرکتی تحت تاثیر افزایش گشتاور



شکل ۱۶. تغییر شکل بخش حرکتی پس از اعمال گشتاور ۲۰ نیوتن متری در جهت الف) خمش رو به جلو ب) خمش جانبی و پ) پیچش محوری

Fig. 16. Deformation of the motion segment after applying a moment of 20 Nm in (a) Flexion (b) Lateral bending (c) Axial rotation

جدول ۴. مقایسه مقادیر کرنش‌های بدست‌آمده از مدل اجزای محدود و مقادیر کرنش تسلیم موجود برای رباط‌ها

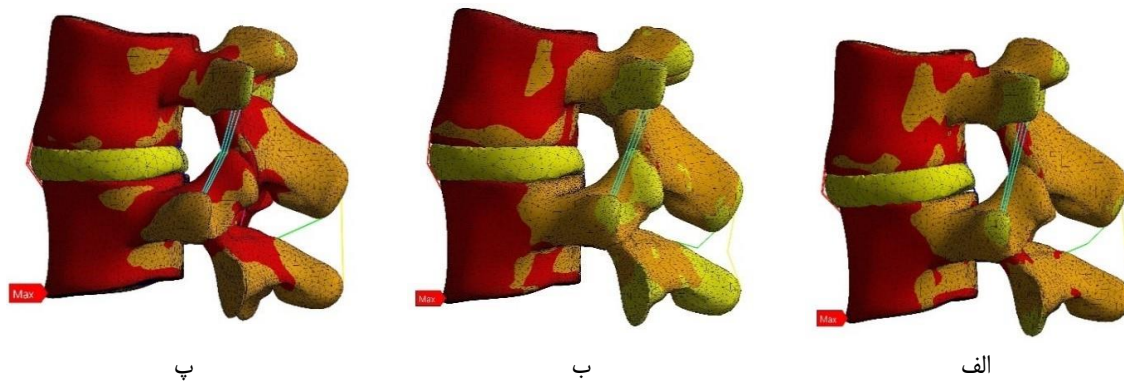
Table 4. Comparison of strain values obtained from the finite element model with the available yield strain values for ligaments

نام رباط	کرنش مدل اجزای محدود (%)	کرنش تسلیم (%)
ALL	۸/۵۴	۴۴/۷
SSL	۸/۷۲	۱۰۶/۳
ISL	۱۲	۸۷/۴
LF	۷/۵	۱۰۲
PLL	۵/۹۰	۱۲/۷

۳-۵- بررسی توزیع تنش معادل تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری
در این بخش به منظور بررسی اثر افزایش نیروی فشاری بر روی توزیع تنش فون میزس در مدل اجزای محدود، با ثابت در نظر گرفتن گشتاور خمشی به اندازه ۷/۵ نیوتن متر، یک نیروی ۱۳۰۰ نیوتنی به صفحه انتهایی فوقانی مهره L4 اعمال شده است. در اثر این افزایش نیرو، مقدار تنش معادل به میزان ۵۰/۱۲ مگاپاسکال در خمش رو به جلو، ۳۵/۲۵ مگاپاسکال در خمش جانبی و ۴۰/۸۳ مگاپاسکال در پیچش محوری افزایش یافت. به این ترتیب هنگامی که فرد در حالت خمش رو به جلو قرار می‌گیرد، بیش‌ترین تنش را متحمل می‌شود، این تنش در قسمت تحتانی استخوان قشری مهره L5 رخ داده و برابر با ۵۰/۱۲ مگاپاسکال می‌باشد. همچنین مقدار تنش تسلیم در استخوان قشری برابر با ۱۰۵ مگاپاسکال می‌باشد [۲۸]. از مقایسه تنش ایجاد

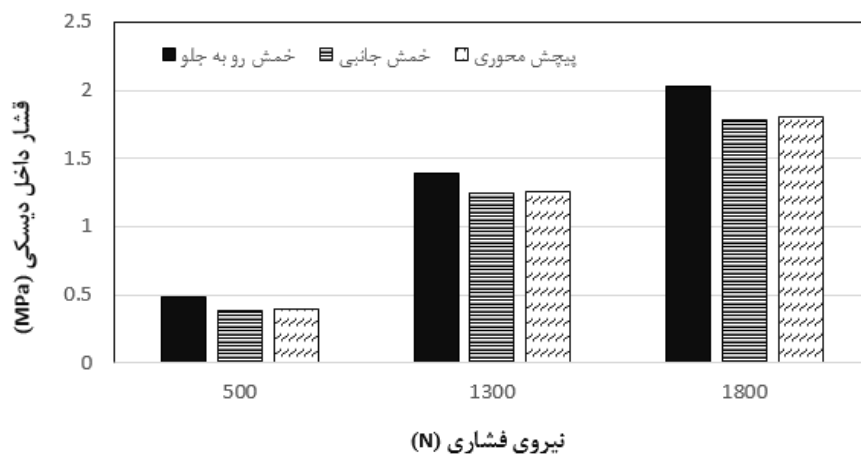
مشاهده می‌شود، بیش‌ترین تغییر شکل به هنگام خمش رو به جلو مربوط به رباط فوق خاری، در خمش جانبی مربوط به رباط بین زائده عرضی و در پیچش محوری مربوط به رباط طولی قدامی می‌باشد. در نتیجه امکان پارگی رباط در صورت افزایش گشتاور در این مناطق بیشتر است. همچنین در شکل ۱۶ تغییر شکل کلی بخش حرکتی پس از اعمال گشتاور ۲۰ نیوتن متری در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری مشاهده می‌شود.

از مقایسه مقادیر بیش‌ترین کرنش بدست‌آمده برای رباط‌ها تحت تاثیر افزایش گشتاورهای خمشی با مقادیر کرنش تسلیم موجود در مرجع [۳۲] مشخص است که رباط‌ها در این بارگذاری دچار آسیب نشده‌اند. این مقادیر در جدول ۴ ارائه شده اند.



شکل ۱۷. کانتور توزیع تنش فون میزس در مدل اجزای محدود در سه جهت (الف) خمش رو به جلو (ب) خمش جانبی و (پ) پیچش محوری تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری تا ۱۳۰۰ نیوتن

Fig. 17. Von Mises stress distribution contour in the finite element model under increased compressive force up to 1300 N in three directions (a) Flexion (b) Lateral bending (c) Axial rotation



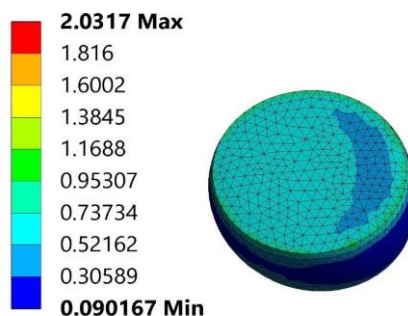
شکل ۱۸. تغییرات فشار داخل دیسکی در مدل در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری

Fig. 18. Changes in intradiscal pressure in the model in three directions (flexion, lateral bending, and axial rotation) under increasing compressive force

۲/۰۳ مگاپاسکال در خمش رو به جلو، ۱/۷۸ مگاپاسکال در خمش جانبی و ۱/۸۰ مگاپاسکال در پیچش محوری، بدست آمد. همان گونه که در شکل ۱۸ نیز مشاهده می شود هنگامی که فرد تحت خمش روبه جلو قرار می گیرد، بیشترین فشار داخل دیسکی را متحمل می شود. با توجه به داده های موجود هنگامی که فرد تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری قرار می گیرد، مقدار فشار داخل دیسکی که باعث ایجاد آسیب در دیسک بین مهره ای فرد می شود برابر با ۴ مگاپاسکال می باشد [۳۱]. از مقایسه فشار ایجاد شده در هسته دیسک با مقادیر تسلیم موجود مشخص هست که تحت بارگذاری انجام شده، دیسک نیز دچار آسیب نشده است. شکل ۱۹ کانتور توزیع تنش در هسته دیسک

شده در مدل با تنش تسلیم مربوط به این بخش مشخص است که تحت بارگذاری انجام شده، مدل در محل استخوان قشری دچار آسیب نشده است. شکل ۱۷ کانتور توزیع تنش فون میزس در سه جهت خمش رو به جلو، خمش جانبی و پیچش محوری تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری تا ۱۳۰۰ نیوتن را نشان می دهد.

۳-۳-۶ بررسی فشار داخل دیسکی در مدل تحت تاثیر افزایش نیروی فشاری
پس از افزایش نیروی فشاری به اندازه ۱۳۰۰ نیوتن و ثابت در نظر گرفتن گشتاور خمشی با اندازه ۷/۵ نیوتن متر، مقادیر فشار داخل دیسکی



شکل ۱۹. کانتور میانگین تنش‌های اصلی در هسته دیسک (برحسب واحد مگاپاسکال) در جهت خمش رو به جلو تحت گشتاور ۷/۵ نیوتن متر و نیروی فشاری ۱۳۰۰ نیوتن

Fig. 19. Contour of averaged principal stresses in the nucleus pulposus (MPa) under a moment of 7.5 Nm and a compressive force of 1300 N in flexion

a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis, In: D. Moratal, (Ed.), Finite Element Analysis, IntechOpen, (2010), 171–194.

- [4] A. Rawls, R.E. Fisher, Developmental and functional anatomy of the spine, Genet. Dev. Scoliosis, 1, (2018), 1–29.
- [5] T. R. Oxland, Fundamental biomechanics of the spine—what we have learned in the past 25 years and future directions, J. Biomech., 49(6), (2016), 817–832.
- [6] J.F. Behrsin, C.A. Briggs, Ligaments of the lumbar spine: a review, Surg. Radiol. Anat. SRA, 10(3), (1988), 211–219.
- [7] T. Belytschko, R.F. Kulak, A.B. Schultz, J.O. Galante, Finite element stress analysis of an intervertebral disc, J. Biomech., 7(3), (1974), 277–285.
- [8] S.A. Shirazi-Adl, S.C. Shrivastava, A.M. Ahmed, Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study, Spine, 9(2), (1984), 120–134.
- [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] A.G. Patwardhan, R.M. Havey, K.P. Meade, B. Lee, B. Dunlap, A follower load increases the load-carrying

بین مهره‌ای در جهت خمش رو به جلو تحت گشتاور ۷/۵ نیوتن متر و نیروی فشاری ۱۳۰۰ نیوتن را نشان می‌دهد.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش بخش L4-L5 ستون فقرات کمری انسان به روش اجزای محدود مدل‌سازی گردید و سپس از طریق داده‌های آزمایشگاهی و عددی حاصل پژوهش‌های پیشین، صحت‌سنجی این مدل انجام شد. مدل اجزای محدود صحت‌سنجی شده تحت بارگذاری‌های ترکیبی نیرو و گشتاور قرار گرفت که تحت پیچش محوری، مدل بیش‌ترین تنش را متحمل شد. بیش‌ترین فشار داخل دیسکی به هنگام خمش روبه جلو بوجود آمد. همچنین، رباط ISL بیش‌ترین تغییر شکل را در بین رباط‌های مورد بررسی از خود نشان داد. لازم به ذکر است تحت بارگذاری‌های صورت گرفته هیچ یک از اجزای مدل دچار آسیب دیدگی نشد.

منابع

- [1] V. Divya, M. Anburajan, Finite element analysis of human lumbar spine, In: ICECT 2011 - 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology, IEEE, (2011), 350–354.
- [2] M. Kurutz, Finite element modelling of human lumbar spine, In: D. Moratal, (Ed.), Finite Element Analysis, IntechOpen, (2010), 209–236.
- [3] R. Zdero, H. Bougherar, Orthopaedic biomechanics:

- L4-L5 finite element model, *J. Biomech.*, 70, (2018), 33–42.
- [20] D. Sanjay, N. Kumar, S. Chanda, Stress-strain distribution in intact L4-L5 vertebrae under the influence of physiological movements: A finite element (FE) investigation, In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, IOP Publishing, (2021), 12024.
- [21] T. Pitzen, F.H. Geisler, D. Matthis, H. Müller-Storz, K. Pedersen, W.I. Steudel, The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment, *Eur. Spine J.*, 10, (2001), 23–29.
- [22] K.D. Cao, M.J. Grimm, K.H. Yang, Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method, *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(12), (2001), 253–260.
- [23] E. Punarselvam, M.Y. Sikkandar, M. Bakouri, N.B. Prakash, T. Jayasankar, S. Sudhakar, Different loading condition and angle measurement of human lumbar spine MRI image using ANSYS, *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput.*, 12, (2021), 4991–5004.
- [24] M. Tanaka, Biomechanical investigation on the influence of the regional material degeneration of an intervertebral disc in a lower lumbar spinal unit: a finite element study, *Comput. Biol. Med.*, 98, (2018), 26–38.
- [25] X. Cai, M. Sun, Y. Huang, Z. Liu, C. Liu, C. Du, et al., Biomechanical effect of L4–L5 intervertebral disc degeneration on the lower lumbar spine: a finite element study, *Orthop. Surg.*, 12(3), (2020), 917–930.
- [26] J.K. Biswas, M. Rana, A. Malas, S. Roy, S. Chatterjee, S. Choudhury, Effect of single and multilevel artificial intervertebral disc replacement in lumbar spine: a finite element study, *Int. J. Artif. Organs*, 45(2), (2022), 193–199.
- [27] G. Baroud, J. Nemes, P. Heini, T. Steffen, Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study, *Eur. Spine J.*, 12, (2003), 421–426.
- [28] E. Wagnac, P.J. Arnoux, A. Garo, C.E. Aubin, Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading capacity of the lumbar spine in compression, *Spine*, 24(10), (1999), 1003–1009.
- [11] H. Zhang, W. Zhu, The path to deliver the most realistic follower load for a lumbar spine in standing posture: a finite element study, *J. Biomech. Eng.*, 141(3), (2019), 31010.
- [12] J. Noailly, D. Lacroix, J.A. Planell, Finite element study of a novel intervertebral disc substitute, *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(20), (2005), 2257–2264.
- [13] J. Noailly, H.J. Wilke, J.A. Planell, D. Lacroix, How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process, *J. Biomech.*, 40(11), (2007), 2414–2425.
- [14] U.M. Ayturk, C.M. Puttlitz, Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 14(8), (2011), 695–705.
- [15] F. Niemeyer, H.J. Wilke, H. Schmidt, Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—a probabilistic finite element analysis, *J. Biomech.*, 45(8), (2012), 1414–1423.
- [16] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C.M. Puttlitz, C.J. Adam, C.S. Chen, 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.*, 47(8), (2014), 1757–1766.
- [17] F. Azari, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, T. Rahimi-Moghaddam, A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing, *J. Biomech.*, 70, (2018), 157–165.
- [18] I. Dehghan-Hamani, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, Subject-specific loads on the lumbar spine in detailed finite element models scaled geometrically and kinematic-driven by radiography images, *Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.*, 35(4), (2019), e3182.
- [19] S. Naserkhaki, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, F. Farahmand, M. El-Rich, Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar

- [31] 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, *J. Biomech. Eng.*, 133(10) (2011), 1010071-10.
- [32] F.A. Pintar, N. Yoganandan, T. Myers, A. Elhagediab, A. Sances Jr, Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments, *J. Biomech.*, 25(11) (1992), 1351–1356.
- conditions, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 50, (2012), 903–915.
- [29] Z.C. Zhong, S.H. Wei, J.P. Wang, C.K. Feng, C.S. Chen, C. Yu, Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method, *Med. Eng. Phys.*, 28(1), (2006), 90–98.
- [30] C.S. Chen, C.K. Cheng, C.L. Liu, W.H. Lo, Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine, *Med. Eng. Phys.*, 23(7), (2001), 485–493.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. Kamali, L. Fatahi, A. R. Naeemifard, *Biomechanical analysis of the lumbar spine under different loading conditions*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 56(11) (2025) 1475-1496.

DOI: [10.22060/mej.2025.23781.7812](https://doi.org/10.22060/mej.2025.23781.7812)



