

## **Estimation of Lumbar Spine Load Sharing using a Detailed Finite Element Model driven by X-Ray Kinematics in Flexion Task**

I. Dehghan Hamani<sup>1</sup>, N. Arjmand<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup>Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 3 May 2018, Received in Revised Form: 24 May 2018, Accepted: 26 May 2018

---

### **Abstract**

Spinal diseases are prevalent and costly. Excessive mechanical loads on the spine play a crucial role in the etiology of back disorders. To estimate spinal loads one needs to calculate unknown muscle forces through either an optimization or EMG-driven approach. Both approaches involve several assumptions and simplifications regarding anatomy of muscles, mechanical properties of the spinal tissues, and estimation of the muscle forces. An alternative approach is to estimate spinal loads through effect of muscle forces, i.e., kinematics generated by muscles rather than forces generated by muscles. The present study hence aims to estimate spinal loads using a detailed finite element (FE) model of the T12-S1 spine driven by kinematics obtained through upright x-ray imaging. For this, kinematics (angular and translational displacements) of the T12 through S1 vertebrae were first measured in vivo in three healthy individuals when performing flexion from relaxed upright posture. The measured kinematics were subsequently prescribed to the FE model to estimate load sharing among the joint structures. In agreement with the measured data, the L1-L2, L2-L3, L3-L4 and L4-L5 average intradiscal pressure was estimated to be ~2.6, ~2.8, ~2.1 and ~2 MPa in flexion, respectively.

**Keywords:** *Spine, 3D Finite Element Model, Angular and Translational Displacements, Flexion*

---

### **Corresponding Author**

**Address:** Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, P. O. Box: 11155-9567, Tehran, Iran  
**Tel:** +98-21-66165684  
**Fax:** +98-21-66000021  
**E-mail:** [arjmand@sharif.edu](mailto:arjmand@sharif.edu)

## تخمین المان محدود نیروهای وارد بر ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها با استفاده از سینماتیک اندازه‌گیری شده توسط تصویربرداری پزشکی در فعالیت خم شدن به جلو

ایرج دهقان هامانی<sup>۱</sup>، نوید ارجمند<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران  
<sup>۲</sup> دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۲/۱۳، بازنگری: ۱۳۹۷/۳/۳، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۳/۵

### چکیده

اهمیت ستون مهره‌های بدن به عنوان پیچیده‌ترین عضو از لحاظ تحمل بارهای مکانیکی بر کسی پوشیده نیست. سالانه میلیون‌ها دلار در دنیا صرف درمان و هزینه‌های ناشی از آسیب ستون مهره‌ها می‌گردد. از این‌رو، مدل‌های المان محدود، نقش مهمی در مطالعات بیومکانیکی ستون مهره‌ها دارند. در شبیه‌سازی یک فرایند مکانیکی در ستون مهره‌ها، دانستن نیروهای عضلات متصل به ستون مهره امری ضروری است. یافتن این نیروها به کمک آزمایش‌های تجربی روی انسان، امری مخرب بوده و تخمین این نیروها نیز به کمک روش‌های بهینه‌سازی و یا الکترومایوگرافی، از دقت کافی برخوردار نمی‌باشد. لذا، در این پژوهش به کمک ارائه‌ی یک مدل المان محدود برای ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها با هندسه‌ی دقیق برای بافت‌های غیرفعال (دیسک‌ها و مفاصل خلفی) و هم‌چنین استخراج میزان چرخش و جابه‌جایی مهره‌های ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها (به جای تخمین نیروها) از تصاویر پزشکی برای سه شخص مختلف، و در نهایت، اعمال جابه‌جایی‌ها و چرخش مهره‌ها به مدل، به عنوان شرایط مرزی، سه حالت خم شدن به جلو برای ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها شبیه‌سازی گردیده است. به طور مثال، فشار وارد بر مهره‌ی  $L4-L5$  در حالت خم شدن حدود ۶۰ درجه‌ای به جلو، برابر با ۲/۴ مگاپاسکال و برای چرخش حدود ۴۰ درجه‌ای، ۱/۹ مگاپاسکال ارزیابی شده است که با اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی تطابق خوبی دارد.

کلیدواژه‌ها: جابه‌جایی و چرخش مهره‌ها، ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها، مدل المان محدود

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه طراحی کاربردی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران، کد پستی: ۹۵۶۷-۱۱۱۵۵

تلفن: ۶۶۱۶۵۶۸۴ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۰۰۰۰۲۱ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: arjmand@sharif.edu

## ۱- مقدمه

ستون مهره‌ها یکی از مهم‌ترین ساختارهای ماهیچه‌ای-استخوانی بدن است. مطالعات مختلف در این زمینه، عوامل متفاوتی را برای کمردرد معرفی می‌کنند، که می‌توان این عوامل را به سه دسته‌ی عوامل شخصی، عوامل روانی-اجتماعی و عوامل بیومکانیکی تقسیم نمود. سومین عامل، مربوط به بارهای مکانیکی وارد بر ستون مهره‌ها و بافت‌های اطراف آن حین فعالیت‌های سنگین فیزیکی، و هم‌چنین به علت انجام کارهای استاتیکی طولانی‌مدت، مانند خیاطی، انجام فعالیت‌های خمش و پیچش مکرر بالاتنه و وارد کردن ناگهانی بار (ضربه) می‌باشد. این نوع صدمات، بسیار شایع و فراگیر بوده و هزینه‌های بسیاری را بر دولت‌ها و مردم تحمیل می‌کنند.

تحقیقات انجام شده در دهه‌ی نود میلادی نشان داده است که حدود ۸۰ درصد از مردم جهان، حداقل یک بار در طول عمر خود دچار کمردرد می‌شوند، که این میزان شیوع، در هیچ یک از بیماری‌های ماهیچه‌ای-استخوانی دیگر دیده نمی‌شود [۱]. از طرفی، در سال‌های اخیر نیز افزایش بیماری‌های کمر در مقایسه با سایر زمینه‌های ارتوپدی رشد زیادی داشته است، به طوری که تعداد عمل‌های جراحی فیوژن ستون مهره‌ها در دهه‌ی نود میلادی تا بیش از ۱۷۰ درصد افزایش داشته است. هم‌چنین، تقاضا برای ایمپلنت‌های کمری بین سال‌های ۱۹۹۷ تا ۲۰۰۱ دارای رشد ۶۴ درصدی بوده است، درحالی‌که رشد تقاضای کل ایمپلنت‌های ارتوپدیک در همین مدت، ۲۷ درصد بوده است [۲].

بنابراین، بررسی و تحقیق پیرامون ستون مهره‌ها و تعیین حدود مکانیکی مجاز تحمل این ناحیه، به منظور کاهش ریسک آسیب بسیار اهمیت دارد. در این پژوهش نیز به کمک مدل سه‌بعدی ناحیه‌ی کمری و اعمال شرایط مرزی دقیق برای جابه‌جایی و چرخش مهره‌ها، به عنوان اثر مستقیم نیرو بر ستون، به جای تخمین نیروها، فشار وارد بر دیسک‌ها محاسبه خواهد شد. در روش‌های پیشین، مانند بهینه‌سازی و الکترومایوگرافی، نیروی عضلات به صورت کاملاً تقریبی و با فرضیات زیادی تخمین زده می‌شود. در روش مورد استفاده در این مقاله، نیازی به محاسبه‌ی نیروی عضلات نبوده و بارهای وارد به ستون فقرات مستقیماً با اعمال سینماتیک اندازه‌گیری شده توسط تصویربرداری پزشکی (جابه‌جایی و چرخش هر مهره به صورت مستقیم) محاسبه می‌گردد.

## ۲- تاریخچه‌ی شبیه‌سازی

از دیدگاه تاریخی، بلیشکو<sup>۱</sup> و هم‌کارانش [۳] در سال ۱۹۷۴ اولین افرادی بودند که برای تحلیل تنش در دیسک، از روش المان محدود استفاده کردند. آن‌ها دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی مجاور آن را نسبت به خط مرکزی قائم، متقارن فرض کرده و به بررسی رفتار دیسک تحت تغییر شکل‌های محوری کوچک پرداختند.

در سال ۱۹۸۴ شیرازی‌عدل و هم‌کارانش [۴] با مدل‌سازی حلقه‌ی دیسک به صورت یک ماده‌ی مرکب از فایبرها و ماده‌ی زمینه‌ای، تحولی بزرگ در مدل‌سازی المان محدود دیسک ایجاد کردند. در این مدل، فایبرها در ۸ لایه و به صورت ضرب‌دوری با زاویه‌ی ۲۹ درجه نسبت به افق در نظر گرفته شده‌اند. این گروه پس از توسعه‌ی مدل خود، در سال ۱۹۸۷، المان‌های خلفی<sup>۲</sup>، لیگامنت‌ها<sup>۳</sup> و زوائد مفصلی<sup>۴</sup> را نیز در نظر گرفته و مدل بسیار دقیقی از قسمت کمری ستون مهره‌ها ارائه کردند، که هنوز هم مدل قابل اعتماد و کاملی به شمار می‌رود. ویلکه<sup>۵</sup> و هم‌کارانش [۶] در سال ۱۹۹۹ پژوهشی آزمایشگاهی و تجربی از اندازه‌گیری فشار داخل دیسک L4-L5 ارائه کرده‌اند. در این تحقیق به کمک فرو کردن سوزن فشارسنج به درون دیسک و انجام فعالیت‌های مختلف توسط فرد مورد آزمایش، فشار داخل دیسک برای فعالیت‌های مختلف به دست آمده است.

مطالعات در این حوزه، پیوسته در حال افزایش و پیش‌رفت بوده است. در سال ۲۰۱۳، شوابای وانگ<sup>۶</sup> و هم‌کارانش [۷] در پژوهشی به بررسی و مقایسه‌ی نتایج آزمایشگاهی و عددی تخمین نیروها و گشتاور وارد بر دیسک پرداخته‌اند. در این پژوهش، به کمک ربات شش درجه‌ی آزادی، نمونه‌ی دیسک انسان تحت هفت نوع بارگذاری مختلف قرار گرفته و جابه‌جایی و چرخش دیسک به کمک پلت‌فرم دیجیتالی سه‌بعدی در حین آزمایش به دست آمده است. پس از آن، دیسک مشابهی در نرم‌افزار اجزای محدود شبیه‌سازی شده، و همان نیروها و گشتاورهای اعمالی به دیسک انسان در آزمایش تجربی، به آن اعمال گشته و نتایج جابه‌جایی و چرخش دیسک استخراج شده است. نتایج نشان می‌دهد که مدل ارائه شده برای دیسک، جابه‌جایی و چرخش ناشی از نیرو و ممان اعمالی به نمونه را با دقت ۲۰ درصد پیش‌بینی می‌کند.

در پژوهشی در سال ۲۰۱۶ توسط زنجانی‌پور و هم‌کارانش [۸]،

<sup>۱</sup> Facet joints<sup>۵</sup> Wilke<sup>۶</sup> Shaobai Wang<sup>۱</sup> Belytschko<sup>۲</sup> Posterior elements<sup>۳</sup> Ligaments

در بخش مربوط به شبیه‌سازی هسته‌ی دیسک‌ها، از اطلاعات ارائه شده در مطالعه‌ی ناصرخانی و هم‌کاران [۹] استفاده شده است. اطلاعات مربوط به مشخصات مکانیکی مواد در جدول (۲) آورده شده است. مقادیر مختلف مشخصات مکانیکی مواد در نظر گرفته شده برای فیبرهای کلاژنی، زواید مفصلی، صفحات انتهایی دیسک‌ها و لیگامنت‌ها در مرجع [۴] قابل مشاهده می‌باشد.

**جدول (۲) - مشخصات مکانیکی در نظر گرفته شده برای بخش‌های مختلف**

بخش مربوطه	مشخصه مکانیکی
ماده زمینه دیسک‌ها	الاستیک خطی
هسته دیسک‌ها	حفره مایع با خواص آب
فیبرهای کولاجنی	هایپروالاستیک
صفحات انتهایی دیسک‌ها	هایپروالاستیک
تیرهای معرف بخش میانی	الاستیک خطی
زواید مفصلی	هایپروالاستیک
لیگامنت‌ها	خرپای سه‌بعدی

### ۳-۳- مدل‌سازی لیگامنت‌ها

لیگامنت‌های مختلف در نظر گرفته شده، به همراه تعداد مربوط به آن در جدول (۳) آورده شده است. رفتار لیگامنت‌ها به گونه‌ای در نظر گرفته شده که در کرنش‌های منفی، تنش صفر داشته و در حالت فشار، نیرویی در آن‌ها ایجاد نگردد.

**جدول (۳) - نام و تعداد لیگامنت‌های مدل اجزای محدود**

تعداد لیگامنت‌ها	لیگامنت‌های در نظر گرفته شده
۱۰۰	<i>Anterior Longitudinal</i>
۶۰	<i>Posterior Longitudinal</i>
۱۲	<i>Supraspinous</i>
۲۰	<i>Interspinous</i>
۲۰	<i>Intertransverse</i>
۱۶	<i>Ligamntum Flavum</i>
۸۰	<i>Capsular</i>
۴	<i>Fascia</i>
۴	<i>Iliolumbar</i>

### ۴-۳- مدل‌سازی مهره‌ها

مهره‌ها در این مدل به صورت دو جسم صلب (بخش بدنه و بخش انتهایی مهره) در نظر گرفته شده‌اند که توسط یک تیر انعطاف پذیر سه‌بعدی به هم متصل می‌شوند.

جابه‌جایی و چرخش مهره‌های ناحیه‌ی کمری ۹ فرد در موقعیت‌های ایستاده و نشسته‌ی بدن، نسبت به حالت خوابیده به پشت، به کمک تصاویر پزشکی گرفته شده از آن افراد، استخراج گردید. این داده‌ها به عنوان ورودی به مدل المان محدود دو بعدی، که البته مدل بسیار ساده‌ای می‌باشد، اعمال گشت و در نتیجه‌ی آن، فشار داخل دیسک‌ها محاسبه شد. به منظور شبیه‌سازی فعالیت‌های مختلف، همواره نیروی عضلات به عنوان چالش اصلی مورد بررسی محققین بوده است. در این پژوهش به کمک استفاده از جابه‌جایی و چرخش مهره‌ها، به عنوان ورودی شبیه‌سازی، دیگر با نیروی عضلات و محاسبه‌ی آن مواجه نمی‌شویم.

### ۳- مدل سه‌بعدی ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها

#### ۳-۱- مقدمه

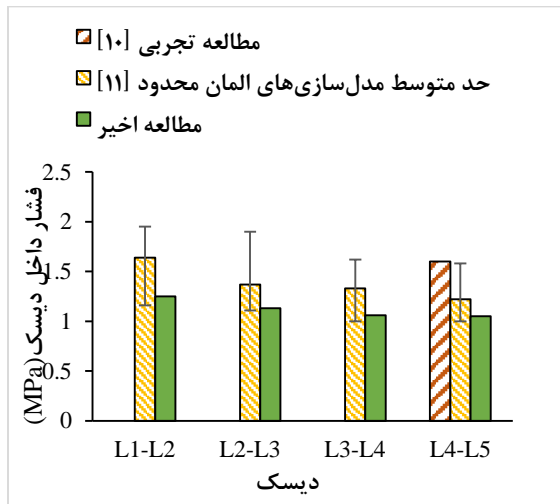
به منظور مدل‌سازی ناحیه‌ی کمری، ابتدا هندسه‌ی دقیق ستون مهره‌ها در نرم‌افزار آباکوس مدل‌سازی گردید. برای این کار، هندسه‌ی مدل ارائه شده توسط شیرازی عدل و هم‌کارانش [۴] مورد استفاده قرار گرفت. در ادامه، جزئیات مربوط به مدل‌سازی بخش‌های مختلف ستون مهره‌ها آورده شده است. بخش‌های مختلف در نظر گرفته شده به همراه المان‌های مربوط برای هر کدام از آن‌ها در جدول (۱) نمایش داده شده است.

**جدول (۱) - بخش‌های مختلف مدل و نوع المان در نظر گرفته شده**

بخش مربوطه	نوع المان در نظر گرفته شده
ماده زمینه دیسک‌ها	مکعب هشت گره‌ای
فیبرهای کولاجنی	پوسته چهار گره‌ای
صفحات انتهایی دیسک‌ها	پوسته چهار گره‌ای
تیرهای معرف بخش میانی مهره‌ها	تیر سه‌بعدی
زواید مفصلی	پوسته سه گره‌ای
لیگامنت‌ها	خرپای سه‌بعدی
بخش بدنه و المان‌های خلفی مهره‌ها	جسم صلب

### ۳-۲- ویژگی‌های مواد استفاده شده

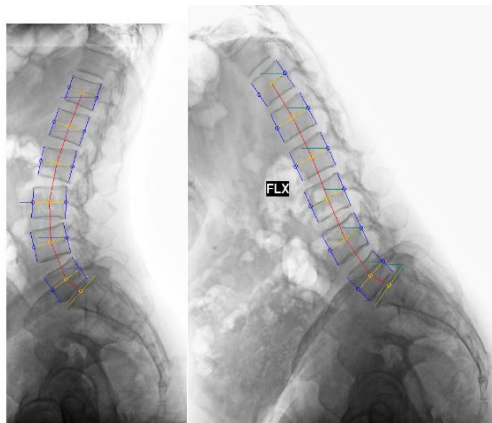
مشخصات مکانیکی مربوط به بخش‌های مختلف، از مدل ارائه شده توسط شیرازی عدل و هم‌کاران [۴] استخراج شده است. بنابراین کلیه‌ی ویژگی‌های مواد در این مرجع موجود می‌باشد، اما در ادامه به طور خلاصه به معرفی برخی قسمت‌ها و خواص آن پرداخته می‌شود.



شکل (۲) - فشار داخل دیسک در حالت خم شدن به جلو به ازای اعمال ممان ۷/۵ نیوتن‌متری

#### ۴- استخراج جابه‌جایی و چرخش مهره‌ها از تصاویر پزشکی

به کمک تصویر اشعه‌ی ایکس دیجیتال گرفته شده از سه فرد سالم، که جنسیت و سن آن‌ها در جدول (۴) مشخص شده است، و با بهره‌گیری از نرم‌افزار *Digimizer*، میزان چرخش مهره‌ها و همچنین میزان فاصله‌ی مرکز دو مهره نسبت به یکدیگر، در قبل و بعد از چرخش به جلو نسبت به حالت ایستاده، محاسبه و استخراج می‌گردد. به منظور استخراج این زوایا و فواصل، هر یک از تصاویر، سه مرتبه مورد بررسی و محاسبه قرار گرفته است که در نهایت میانگین نتیجه‌های استخراج شده از این سه مرتبه‌ی تحلیل، گزارش می‌گردد. شکل (۳) یک نمونه از تصاویر مربوطه و تحلیل صورت گرفته روی آن را نمایش می‌دهد. در جدول (۵) نیز میزان چرخش مهره‌ها و در جدول (۶)، میزان تغییر فاصله‌ی دو مهره‌ی مجاور برای سه فرد مختلف ارائه شده است.



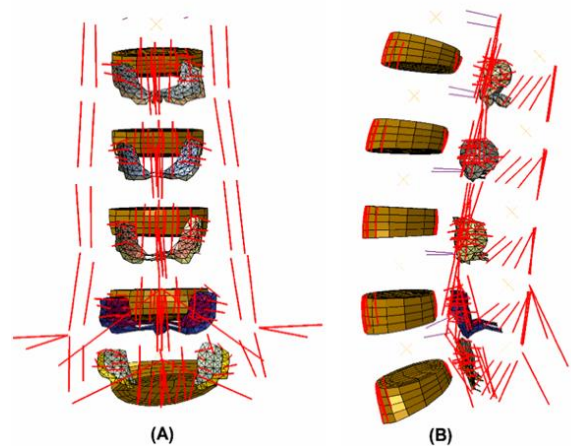
شکل (۳) - تصویر اشعه‌ی ایکس نمونه‌ی دوم، در حالت ایستاده (سمت چپ) و خم شده به جلو (سمت راست)

#### ۳-۵- مدل‌سازی دیسک‌ها

در این مدل، دیسک‌ها به صورت ترکیبی از حفره‌ی مایع داخلی (هسته‌ی دیسک) و محیط بیرونی، به همراه ۸ لایه‌ی فیبر کلاژنی در فواصل مختلف از هسته‌ی دیسک در نظر گرفته شده‌اند.

#### ۳-۶- مدل‌سازی ماده‌ی زمینه و صفحات انتهایی دیسک

ماده‌ی زمینه با استفاده از المان‌های مکعب ۸ گره‌ای مدل شده است که توسط لایه‌های کلاژنی احاطه شده‌اند. صفحات انتهایی دیسک‌ها در بالا و پایین هر دیسک با استفاده از المان‌های پوسته‌ی چهارگره‌ای تعریف گردیده است و هر کدام از صفحات، به جسم صلب بیان‌گر بدنه‌ی مهره‌ی بالایی و پایینی دیسک، متصل می‌شود. نمای نهایی مدل در شکل (۱) قابل مشاهده است.

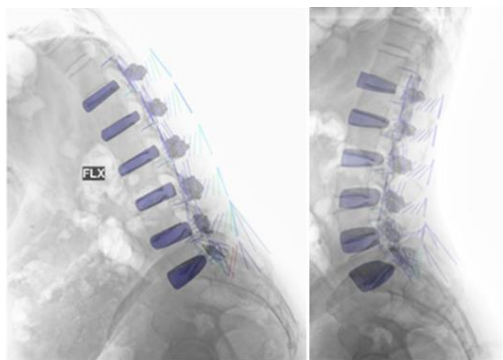


شکل (۱) - نمای کلی مدل (A) نمای پشت T12-S1 و (B) نمای کنار

#### ۳-۷- صحت‌سنجی مدل

به منظور صحت‌سنجی مدل، ممان ۷/۵ نیوتن‌متری به مدل اعمال شده و حالت خم شدن به جلو شبیه‌سازی می‌گردد. این میزان ممان، در مطالعات گذشته [۱۰ و ۱۱] به منظور شبیه‌سازی حالت خم شدن به جلو، به مدل‌ها اعمال شده است و برای صحت‌سنجی مدل نیز همین میزان ممان اعمال می‌گردد. در شکل (۲)، فشار داخل دیسک با نتایج مطالعه‌ی تجربی [۱۰] و همچنین مطالعه‌ی صورت گرفته بر مدل‌سازی‌های دیگر [۱۱] مقایسه شده است، که نشان دهنده‌ی دقت خوب این مدل در شبیه‌سازی می‌باشد.

شده است) به مهره‌ها اعمال شده و حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها شبیه‌سازی می‌گردد. این مقدار نیرو، یک پیشنهاد بر اساس مقالات گذشته است [۱۲] و در عمل برای افراد با وزن و قد مختلف، متفاوت می‌باشد. اما با توجه به محدودیت موجود در ادبیات، این نیرو برای هر سه نمونه ثابت فرض گردید. در مرحله‌ی بعد، به کمک مقدار ارتفاع ستون مهره، که از تصاویر پزشکی استخراج شده است، ستون مهره‌ها به ارتفاع متناسب با مقدار واقعی خود، مقیاس می‌شود. این عمل به صورت سه‌بعدی و برای کل ستون مهره‌ها صورت می‌گیرد. در شکل (۴)، نحوه‌ی تطابق حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها در مدل و عکس، برای نمونه‌ی دوم نمایش داده شده است. در این شکل، دیسک‌های مدل که با رنگ آبی نمایش داده شده‌اند به طور نسبتاً دقیقی بر موقعیت تصویر اشعه‌ی ایکس تطابق دارند. در جدول (۶)، مقدار فشار داخل دیسک‌ها برای هر سه نمونه در حالت ایستاده گزارش شده است.



شکل (۴) - تطابق موقعیت ستون مهره‌ها در حالت ایستاده (سمت راست) و حالت خم شده به جلو (سمت چپ) برای مدل المان محدود و تصویر اشعه‌ی ایکس در نمونه‌ی دوم

جدول (۶) - فشار داخل دیسک در حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها

دیسک	فشار دیسک (مگاپاسگال)		
	نمونه‌ی اول	نمونه‌ی دوم	نمونه‌ی سوم
L5-S1	۰/۳۶	۴۷/۰	۰/۳۷
L5-L4	۰/۳۵	۵۷/۰	۰/۴۴
L4-L3	۰/۴۵	۵۶/۰	۰/۴۳
L3-L2	۰/۴۸	۴۹/۰	۰/۴۰
L2-L1	۰/۵۵	۶۳/۰	۰/۴۸

علت استفاده از نیروی دنباله‌رو برای شبیه‌سازی حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها، عدم دسترسی به عکس‌های ستون مهره‌ها در حالت خوابیده بود، چرا که برای شبیه‌سازی به صورت کنترل جابه‌جایی<sup>۱</sup> (روش مورد استفاده در این مقاله)، لازم است

جدول (۴) - مشخصات افراد مورد بررسی

سن (سال)	جنسیت	نمونه‌ی اول
۴۰	مرد	نمونه‌ی اول
۷۳	زن	نمونه‌ی دوم
۳۱	مرد	نمونه‌ی سوم

جدول (۵) - میزان چرخش مهره‌ها نسبت به حالت ایستاده

مهره	میزان چرخش مهره‌ها (درجه)		
	نمونه‌ی اول	نمونه‌ی دوم	نمونه‌ی سوم
S1	۱۹/۲	۶/۳	۶/۹
L5	۱۹/۲	۷/۸	۱۷/۰
L4	۳۱/۷	۱۶/۸	۲۷/۸
L3	۴۰/۸	۲۵/۶	۳۲/۹
L2	۴۷/۴	۳۸/۳	۳۷/۵
L1	۵۲/۱	۴۷/۹	۳۹/۸
T12	۶۰/۲	۵۶/۸	۳۹/۵

جدول (۶) - تغییر فاصله‌ی دو مهره نسبت به یکدیگر

بر اثر خم شدن به جلو

دو مهره مجاور	میزان تغییر فاصله‌ی دو مهره‌ی مجاور بین حالت ایستاده و خم شده به جلو (میلی‌متر)		
	نمونه‌ی اول	نمونه‌ی دوم	نمونه‌ی سوم
L5-S1	۱/۱	۰/۷	۱/۴
L5-L4	۱/۴	۱/۰	۰/۷
L4-L3	۱/۴	۱/۲	۱/۲
L3-L2	۱/۵	۱/۵	۱/۳
L2-L1	۱/۲	۱/۴	۰/۷
L1-T12	۱/۱	۱/۰	۰/۷

## ۵- اعمال شرایط مرزی و تعیین فشار وارد بر

### دیسک‌ها

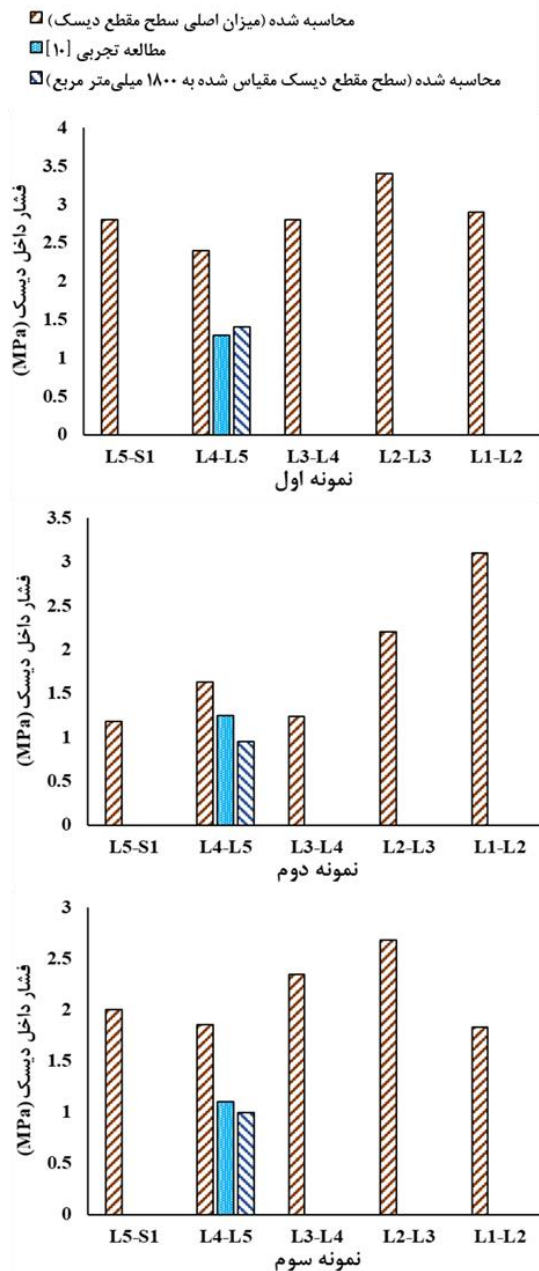
از آن‌جایی که مدل اولیه برای ستون مهره‌ها در حالت خوابیده طراحی و تولید شده است، لازم است تا این مدل به حالت ستون مهره‌های ایستاده منتقل شود. از طرفی، ارتفاع ستون مهره‌ها برای مدل و سه نمونه‌ی مورد بررسی نیز یکسان نبوده و برای شبیه‌سازی بهتر لازم است تا مدل را متناسب با ارتفاع هر فرد مقیاس کنیم. برای تغییر مدل از حالت نشسته به حالت ایستاده، با اعمال چرخش مناسب، که از مشاهده و ارزیابی تصاویر در حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها به دست آمده، مهره‌ها به حالت ایستاده‌ی ستون مهره‌ها منتقل می‌شود. اکنون، مقدار نیروی دنباله‌رو ۴۵۱ نیوتن (در مقاله‌ی آذری و هم‌کاران [۱۲] این مقدار نیروی دنباله‌رو برای شبیه‌سازی حالت ایستاده پیشنهاد

<sup>۱</sup> Displacement Control

## ۶- نتایج و تحلیل

### ۶-۱- فشار داخل دیسک

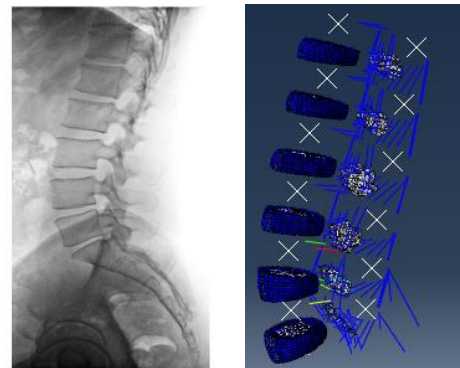
به کمک شبیه‌سازی انجام شده، فشارهای کلیه‌ی دیسک‌های ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها استخراج گردیده است. جدول (۷) و شکل (۷)، نتیجه‌ها را برای هر سه حالت شبیه‌سازی شده گزارش می‌دند. به کمک نتایج به دست آمده می‌توان بیان نمود که با افزایش میزان چرخش ستون مهره‌ها، فشار دیسک‌ها افزایش می‌یابد. البته فشارهای به دست آمده برای این سه نمونه، مخصوص خود این افراد می‌باشد، چرا که وزن و قد هر فرد بر میزان فشارهای وارد بر دیسک‌ها تاثیر می‌گذارد.



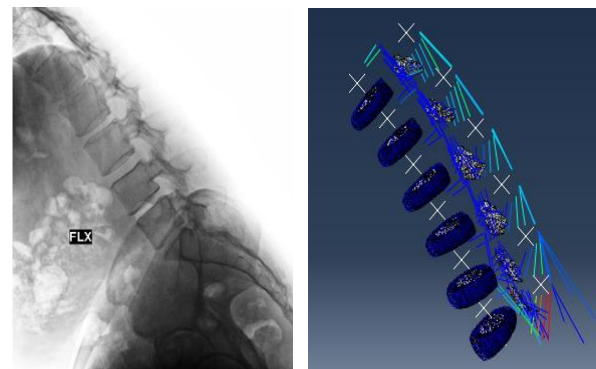
شکل (۷) - نمودار فشار داخل دیسک در حالت خم شدن به جلو و مقایسه با مقدار تجربی به دست آمده برای دیسک L4-L5

تا موقعیت دقیق ستون مهره‌ها در دو حالت قبل و بعد از جابه‌جایی در دسترس باشد، از این‌رو در این مرحله از این روش استفاده شده است.

اکنون به منظور شبیه‌سازی سه فعالیت خم شدن به جلو، در ابتدا میزان چرخش مهره‌ها به هر یک از آن‌ها در مدل اعمال می‌گردد. این امر موجب می‌شود که مهره‌ها به موقعیت مد نظر ما (همان موقعیت موجود در تصاویر پزشکی) نزدیک شوند. سپس میزان فاصله‌ی موجود بین دو مهره‌ی مجاور محاسبه می‌گردد و اختلاف موجود میان این فاصله و میزانی که از تحلیل عکس‌ها حاصل شده است، به مدل اعمال می‌شود. در نهایت، مهره‌ها به همان مقدار که در عکس‌ها به یک‌دیگر نزدیک شده‌اند، در شبیه‌سازی نیز به هم نزدیک می‌شوند. لازم به ذکر است که در طول فرایند شبیه‌سازی مربوط به حالت خم شدن به جلو، نیروی دنباله‌روی ۴۵۱ نیوتن به مدل اعمال نمی‌گردد، چراکه این فرایند به صورت کنترل جابه‌جایی (اندازه‌گیری شده توسط تصاویر اشعه‌ی ایکس) شبیه‌سازی شده است. در شکل (۵)، وضعیت مدل و تصویر پزشکی در حالت ایستاده (قبل از اعمال شرایط مرزی) و در شکل (۶)، در حالت خم شدن به جلو (بعد از اعمال شرایط مرزی) برای نمونه‌ی اول، نمایش داده شده است.



شکل (۵) - مدل المان محدود (سمت راست) و تصویر اشعه‌ی ایکس (سمت چپ) در حالت فرد ایستاده در نمونه اول



شکل (۶) - مدل المان محدود و تصویر اشعه‌ی ایکس در حالت خم شدن به جلو در نمونه‌ی اول

**جدول (۷) - نتایج حاصل از مدل‌سازی فعالیت خم شدن به جلو**

دیسک	فشار دیسک (مگاپاسگال)		
	نمونه‌ی اول	نمونه‌ی دوم	نمونه‌ی سوم
L5-S1	۲/۸	۲/۱	۲/۰
L5-L4	۲/۴	۶/۱	۱/۹
L4-L3	۲/۸	۲/۱	۲/۳
L3-L2	۳/۴	۲/۲	۲/۷
L2-L1	۲/۹	۱/۳	۱/۸

موضوع به علت شیب قرارگیری بیش‌تر این دیسک نسبت به سایر دیسک‌ها می‌باشد. محاسبات نشان می‌دهد که به طور میانگین، میزان نیروی فشاری وارد بر دیسک L4-L5 و L5-S1 در حالت خم شدن به جلو، به ترتیب برابر با ۱۱۷۷ و ۱۰۸۳ نیوتن می‌باشد. همچنین مقدار نیروی برشی وارد بر این دو دیسک نیز به ترتیب ۲۲۰ و ۴۷۶ نیوتن به دست آمده است.

**۷- نتیجه‌گیری**

به کمک مدل مناسب و دقیق ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها، که شرایط مرزی جابه‌جایی و چرخشی مهره‌ها به آن اعمال شده است، می‌توان فشارهای وارد بر دیسک و ریسک آسیب وارد بر آن‌ها را در فعالیت‌های مختلف بدن محاسبه نمود. در این پژوهش، در ابتدا یک مدل سه‌بعدی از ناحیه‌ی کمری ستون مهره‌ها در نظر گرفته شد. جابه‌جایی و چرخش مهره‌ها که از تصاویر پزشکی استخراج گردید، به عنوان شرایط مرزی به مدل اعمال شده و فعالیت خم شدن به جلو برای سه مورد شبیه‌سازی شده است. نتایج نشان می‌دهد که با خم شدن به جلو، بسته به میزان وزن و قد افراد، میزان فشار وارد بر دیسک‌ها متفاوت است. در ادامه‌ی این پژوهش، می‌توان تصاویر اشعه‌ی ایکس بیش‌تری را تحلیل کرده و نیز حالت خم شدن به جلو را برای زوایای مختلف خم شدن مورد بررسی قرار داد. همچنین برای بهبود روش ذکر شده در این مقاله، لازم است تا سایر حالت‌های حرکتی ستون مهره‌ها، مانند خم شدن به پشت و طرفین نیز مورد بررسی قرار بگیرد.

**۸- مراجع**

- [1] Kelsey, Jennifer L., and Augustus A. White III. "Epidemiology and impact of low-back pain." *Spine* 5.2 (1980): 133-142.
- [2] Ramezanzadeh Koldeh, Masoud, Developing a biomechanical model of lumbar spine in order to evaluating the behavior of spine under physiological and in vitro loading conditions, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif university of technology.
- [3] Belytschko, T., et al. "Finite element stress analysis of an intervertebral disc." *Journal of Biomechanics* 7.3 (1974)
- [4] Shirazi-Adl, Seyed A., Suresh C. Shrivastava, and Abdul 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.
- [5] Shirazi-Adl, A., Abdul M. Ahmed, and Suresh C. Shrivastava. "Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression." *Spine* 11.9 (1986):914-927.

با مقایسه‌ی میزان فشارهای به دست آمده و نتایج بررسی‌های تجربی ویلکه [۱۰]، می‌توان به معقول بودن این نتایج پی برد. ویلکه میزان فشار دیسک L4-L5 را برای ۶۰ درجه خم شدن به جلو (مانند نمونه‌ی اول) ۱/۳ مگاپاسگال، برای ۵۷ درجه (مانند نمونه‌ی دوم) ۱/۲۵ مگاپاسگال و برای ۴۰ درجه (مانند نمونه‌ی سوم) ۱/۱ مگاپاسگال ارزیابی می‌کند که با توجه به این که سطح مقطع دیسک در مدل ارائه شده، (حدود ۱۱۰۰ میلی‌متر مربع) در مقایسه با سطح مقطع دیسک و شرایط دیگر مورد ارزیابی ویلکه یک‌سان نیست، وجود تفاوت امری طبیعی می‌باشد. برای درک بهتر این موضوع، فشار دیسک L4-L5 از نمونه‌ها، در صورتی که سطح مقطع دیسک مورد بررسی برابر با دیسک آزمایش‌های ویلکه (۱۸۰۰ میلی‌متر مربع) باشد، محاسبه شده و در شکل (۷) نمایش داده شده است.

**۶-۲- نیروی فشاری و برشی وارد بر دیسک**

یکی از پارامترهای مهم در بررسی ریسک آسیب وارد بر ستون مهره‌ها، مقدار نیروی فشاری و برشی وارد بر دیسک می‌باشد. در جدول (۸)، نیروهای فشاری و برشی وارد بر دو دیسک L4-L5 و L5-S1 نمایش داده شده است.

**جدول (۸) - نیروی فشاری و برشی وارد بر دیسک‌های L4-L5 و**

L5-S1 برای هر نمونه

شماره‌ی نمونه	دیسک	نیروی فشاری (نیوتن)	نیروی برشی (نیوتن)
نمونه‌ی اول	L4-L5	۱۳۹۰	۲۷۷
	L5-S1	۱۶۶۵	۹۴۶
نمونه‌ی دوم	L4-L5	۸۹۷	۴۲
	L5-S1	۶۶۸	۱۹۹
نمونه‌ی سوم	L4-L5	۱۲۴۶	۳۴۲
	L5-S1	۹۱۷	۲۸۵

مقادیر نیروی محاسبه شده، حاکی از وضعیت نسبتاً مناسب دیسک‌ها در حالت خم شدن به جلو است. در حالت خم شدن به جلو، نیروی برشی وارد بر دیسک L5-S1 بیش‌تر است. این



- [10] Wilke, Hans-Joachim, Peter Neef, Barbara Hinz, Helmut Seidel, and Lutz Claes. "Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models." *Clinical Biomechanics* 16 (2001): S111-S126.
- [11] Dreischarf, M., T. Zander, A. Shirazi-Adl, C. M. Puttlitz, C. J. Adam, C. S. Chen, V. K. Goel et al. "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, no. 8 (2014): 1757-1766.
- [12] Azari, F., et al. "A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing." *Journal of biomechanics* 70 (2018): 157-165.
- [6] Wilke, Hans-Joachim, et al. "New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life." *Spine* 24.8 (1999): 755-762.
- [7] Wang, Shaobai, et al. "A combined numerical and experimental technique for estimation of the forces and moments in the lumbar intervertebral disc." *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 16.12 (2013): 1278-1286.
- [8] Zanjani-Pour, Sahand, et al. "Image driven subject-specific finite element models of spinal biomechanics." *Journal of biomechanics* 49.6 (2016): 919-9
- [9] Naserkhaki, Sadegh, et al. "On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study." *Journal of biomechanics* (2015).