مجله مهندسی مکانیک مدرس، بهمن 1395، دوره 16، شماره 11، ص‌ص 54-60

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

شبیه‌سازی عددی رفتار مدل واقع‌گرایانه ستون فقرات انسان تحت بارهای فشاری، چرخش محوری و خمش جانبی

علیرضا تهور[1*]، پویا زرین چنگ[2]، سروش آبادی ایرانق[2]، شاهین حیدری[3]

1- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، شیراز
2- کارشناس ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، شیراز
3- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه هرمزگان، بندر عباس
* شیراز، صندوق پستی 71993-3، tahavvor@iaushiraz.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 30 خرداد 1395
پذیرش: 07 مهر 1395
ارائه در سایت: 05 آبان 1395

کلید واژگان:
ستون فقرات انسان
چرخش محوری
خمش جانبی
روش المان محدود

چکیده

در پژوهش حاضر یک مدل المان محدود برای بررسی رفتار بیومکانیکی ستون فقرات انسان ایجاد شده است. با توجه به کمبود مدل‌های واقع‌گرایانه، هدف مطالعه حاضر، ایجاد مدلی از ستون فقرات مبتنی بر عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای به کمک نرم‌افزار میمیکس نسخه 17 می‌باشد. همچنین با توجه به وجود گستره وسیعی از بارگذاری‌ها، جهت دستیابی به نتایج قابل اعتماد، نیاز به مقادیر بهینه‌سازی شده می‌باشد. لذا بارگذاری‌های نزدیک به واقعیت بر روی مدل اعمال شده است. مدل المان محدود غیرخطی ستون فقرات شامل پنج مهره و پنج دیسک و تمامی رباطها تحت شرایط بارگذاری استاتیک توسط نرم‌افزار انسیس-آباکوس 16 شبیه‌سازی شده است. نتایج کار حاضر با نتایج حاصل از دو مدل المان محدود و معدود نتایج تجربی در دسترس مقایسه شده است. این نتایج در مجموع شش حالت چرخش میان مهره‌ای، فشار میان دیسکی و نیروی تماسی میان مهره‌ای در حالت‌های ترکیبی چرخش محوری و خمش جانبی با بارگذاری فشاری را در بر می‌گیرد. به عنوان نتیجه مقادیر نیروهای فشاری میان دیسکی، چرخش میان مهره‌ای و نیروهای تماسی میان مهره‌ای تحت شرایط مختلف بارگذاری گزارش شده‌اند. بررسی نتایج این مطالعه تأیید می‌نماید که حالات بارگذاری ترکیبی بهینه در خمش جانبی و چرخش محوری منجر به پیش بینی مقادیر فشار میان دیسکی نزدیک به اندازه‌گیری‌های تجربی می‌گردد. علاوه بر این، گشتاور و نیروهای به کار گرفته شده برای چرخش میان مهره‌ای نیز مقادیر نزدیک به اندازه‌گیری‌های درون بدن انسان، به خصوص برای چرخش محوری و خمش جانبی را دارا می‌باشد.

Numerical simulation of realistic human lumbar spine model under compressive force, axial rotation and lateral bending loads

Ali Reza Tahavvor[1*], Pouya Zarrinchang[1], Soroush Abadi Iranagh[1], Shahin Heidari[2]

1- Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
2- Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Hormozgan University, Bandar Abbas, Iran
* P.O.B. 71993-3 Shiraz, Iran, tahavvor@iaushiraz.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 19 June 2016
Accepted 28 September 2016
Available Online 26 October 2016

Keywords:
Lumbar spine
Axial rotation
Lateral bending
Finite element method

ABSTRACT

In this study a numerical model based on the finite element method is used to simulate the behavior of human lumber spine. Due to lack of realistic models, in the present work a lumber spine model is generated from Computational tomography (CT-Scan) images by Mimics 17 software. Also, according to the wide range of loading conditions, to achieve realistic results, optimized loads acquired from other researches are used. Human lumber spine model which is used in this study consists of five vertebrae, five discs, and all ligaments. Model is loaded under statical conditions and calculated with ANSYS-Abaqus 16 (Simulia Inc., Providence, USA) software. Obtained results are compared with other numerical simulation results and experimental measurements which are reported in other researches. Numerical modeling consists of six cases as follows: intervertebral rotation, interadiscal pressure and facet joint forces under the axial rotation and lateral bending with compressive follower force loadings. In all cases, intervertebral rotation, interadiscal pressure and facet joint forces are reported. Comparisons show that obtained results have good agreement with experimental measurements. Therefore, results show that realistic model with optimized loadings predicted the behavior of lumber spine more accurate than other numerical models.

1- مقدمه

ستون فقرات یکی از ساختارهای مهم و ضروری در بدن انسان است. ستون فقرات به انسان اجازه می‌دهد تا ضمن حفظ تعادل و ثبات، حرکات پیچیده را نیز انجام دهد، همچنین ستون فقرات در شرایط مختلف بارگذاری وظیفه حفظ و حراست از نخاع را بر عهده دارد. با این حال، ستون فقرات یکی از بخش‌های بسیار آسیب‌پذیر از اسکلت بدن انسان بوده و دچار بسیاری از

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. R. Tahavvor, P. Zarrinchang, S. Abadi Iranagh, Sh. Heidari, Numerical simulation of realistic human lumbar spine model under compressive force, axial rotation and lateral bending loads, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 11, pp. 54-60, 2016 (in Persian)

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.11.27.0]

مشکلات پزشکی می‌گردد، بر اساس آمار در حدود 80 درصد از مردم ایالات متحده آمریکا در مقطعی از زندگی خود درد را در ناحیه کمر تجربه نموده‌اند [1]، درد در ناحیه کمر نیز به صورت گسترده‌ای با صدمات و آسیب‌های ناشی از ستون فقرات ارتباط دارد [2]، صدمات ستون فقرات معمولا به دلیل انجام مکرر و طولانی فرایندهای روزمره بوده و به پنج مهره پایینی L1 تا L5 بیشترین آسیب وارد می‌گردد، بسیاری از تحقیقات بر روی ستون فقرات انسان در تلاش برای گسترش اطلاعات به منظور توسعه ایمپلنت‌ها و استراتژی‌های جدید جراحی برای درمان بیماری‌ها انجام پذیرفته است.

مدل‌سازی دقیق و کلینیکی ستون فقرات انسان با توجه به افزایش قابل ملاحظه کیفیت مراقبت از بیمار در سال‌های اخیر دارای اهمیت بسیاری می‌باشد، امروزه، تحقیقات بیومکانیکی بر روی بدن انسان [3] از جمله ستون فقرات انسان را می‌توان با استفاده از شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای انجام داد، المان محدود[1] ابزاری مناسب جهت این گونه شبیه‌سازی‌ها می‌باشد و به طور قابل توجهی به درک ما از بیومکانیک ستون فقرات کمک می‌کند، با این حال، ساخت یک مدل دقیق از ستون فقرات انسان به دلایل متعدد از جمله: (الف) پیچیدگی در هندسه ستون فقرات، (ب) غیر خطی بودن توزیع نیرو و گشتاور در ستون فقرات که کلید اصلی جهت دستیابی به عملکرد مهره‌ها و دیسک‌های میان مهره‌ای می‌باشد، (ج) گستره وسیعی از بارگذاری و (د) ناپایداری ستون فقرات، مشکل می‌باشد، اما با این تفاسیر مدل‌هایی ساده از ستون فقرات جهت تحقیق ایجاد شده است، ژانگ و تئو به طور گسترده به بررسی کاربردهای بیومکانیکی المان محدود در طراحی ایمپلنت‌ها در بیماری دیسک‌های ستون فقرات پرداخته‌اند [4]، اشمیت و همکاران به مقایسه دیدگاه‌های آزمایشگاهی[2] و روش‌های محاسباتی از نظر هزینه و ارائه پاسخ‌های کارآمد پرداخته و نشان دادند که روش‌های محاسباتی بسیار سودمند و با قدرت هستند، در حالی که آزمایش بر روی انسان‌ها و حیوانات زنده در آزمایشگاه با نگرانی‌های اخلاقی و هزینه‌های بالا مواجه می‌باشد [5]، لذا استفاده از مدل‌های محاسباتی تا حد زیادی نیاز به تحقیقات تجربی که از نمونه‌های انسانی و حیوانی استفاده می‌نمایند، را کاهش می‌دهد، بنابراین شبیه‌سازی‌های عددی به گسترش دیدگاه پژوهشگران از مکانیزم عملکردی ستون فقرات انسان کمک می‌نماید، همچنین در بسیاری از برنامه‌های کاربردی پزشکی از جمله در برنامه‌ریزی برای اعمال جراحی و آموزش جراحی‌های لاپاروسکوپی ستون فقرات [6]، طراحی و یا بهینه‌سازی ایمپلنت‌های ستون فقرات مؤثر بوده و یک تصویر مناسب از ستون فقرات فرد را پیش از شروع اعمال جراحی برای پزشکان ایجاد نماید [7].

در بررسی‌های آزمایشگاهی و همچنین شبیه‌سازی‌های عددی به کمک روش المان محدود، حالات بارگذاری ساده ستون فقرات در سه صفحه آناتومیکی اصلی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته و حرکات ابتدایی قسمت فوقانی بدن مانند جمع شدگی، خمش جانبی و چرخش محوری شبیه‌سازی شده است [8]، در حالی که توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی واقع گرایانه هنگام استفاده از حالات بارگذاری ساده شده در جمع شدگی در سایر مطالعات وجود دارد [9]، برای چرخش محوری و خمش جانبی حالت‌های بارگذاری در مراجع مختلف بسیار متفاوت می‌باشد، گشتاورهای پیچشی به کار گرفته شده و نیروهای فشاری محوری بین 3.75 تا 14.5 نیوتن [10] و 0 تا 1000 نیوتن‌متر [11] به ترتیب در حال تغییر هستند، به علاوه تفاوت‌هایی در جهت بردار گشتاور پیچشی و در شرایط مرزی مهره‌ای وجود دارد، که ناشی از شرایط متفاوت آزمایشگاهی می‌باشد، همچنین در خمش جانبی، گشتاوری مابین 3.75 تا 18 نیوتن‌متر [12] و نیروی فشاری بین 0 تا 1200 نیوتن [13] در سایر تحقیقات مورد استفاده قرار گرفته است، بر اساس این بارگذاری‌ها و شرایط مرزی متفاوت، نتایج بررسی‌ها معمولا غیر قابل مقایسه بوده و ممکن است مقادیر غیر واقعی را به همراه داشته باشد، در همین راستا، دریشارف و همکاران طی دو تحقیق [15,14] اقدام به بهینه‌سازی بارهای وارد بر ستون فقرات و نزدیک کردن مقادیر بارگذاری به مقادیر منطبق بر واقعیت نموده‌اند.

این بارگذاری‌ها شامل چرخش محوری و خمش جانبی در ستون فقرات شده که بر اساس دو پارامتر چرخش میان مهره‌ای[3] و فشار میان دیسکی[4] بیان و مقایسه می‌شوند، ویلک و همکاران فشار میان دیسکی را برای چرخش محوری به یک سمت و در حالت ایستاده اندازه‌گیری نموده‌اند [16]، نتایج این تحقیقات آشکار ساخته است که چرخش میان مهره‌ای برای هر مهره در ستون فقرات در حدود 1 درجه می‌باشد.

همچنین فشار میان دیسکی در خمش جانبی در حالت ایستاده توسط ناکمسون [17]، ویلک و همکاران [16] اندازه‌گیری شده است، این اندازه‌گیری‌ها به صورت تجربی بوده و از ارزش و اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد، مع‌الذلک تقریب‌های بسیاری را نیز به همراه دارد، ناکمسون [17] حداکثر افزایش فشار میان دیسکی به طور میانگین را 36 درصد و ویلک و همکاران [16] این مقدار را در حدود 20 درصد پیش‌بینی نموده‌اند، لازم به ذکر است که در کار فوق الذکر یک مبدل فشار با قطر 1.5 میلی متر در هسته دیسک یک داوطلب گذاشته شد و پس از آن فشار در طول تمریناتی مشخص شده در حالات ایستاده، بلند کردن بار و نشسته در حالت های مختلف اندازه گیری و تحلیل شده است، برای حرکات مشابه در شرایط طبیعی پلومندون و همکاران [18] نیز بررسی‌هایی را انجام داده‌اند، این بررسی‌ها نیز بر مبنای اندازه‌گیری‌های تجربی و با استفاده از حسگرهای آناتومیکی تعبیه شده و پردازش اطلاعات آن‌ها به صورت سه بعدی می‌باشد، پیرسی و تیبروال [19] در زمینه استفاده از روش‌های رادیوگرافی برای شبیه‌سازی مدل‌هایی بسیار نزدیک به واقعیت گام‌های بزرگی را برداشته‌اند و استفن و همکاران [20] از ایمپلنت سیم‌های کرشنر[5] که در نخاع قرار گرفته و همچنین حسگرهای ردیابی الکترومغناطیسی استفاده نموده‌اند، آن‌ها نشان داده‌اند که چرخش میان مهره‌ای در خمش جانبی، دارای مقادیری در حدود 5.1 درجه است.

وانگ و همکاران [21] طی پژوهشی با استفاده از عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای و روش المان محدود به بررسی ترک خوردگی مهره‌ها در ستون فقرات 306 مرد 65 ساله پرداخته‌اند که از این تعداد 63 نفر دارای مشکلات در زمینه ترک خوردگی مهره‌های ستون فقرات بوده و 243 نفر باقیمانده بدون مشکل بوده‌اند و مشخص گردیده است که خطر ترک خوردگی مهره‌ها بر اساس تغییرات سن (BMD=3.2 & CI: 2-5.2) در حدود 95 درصد می‌باشد، همچنین کوینسی و همکاران [22] در مقاله‌ای دیگر و با استفاده از عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای و روش المان محدود به بررسی دو روش درمانی تریپاراتید[6] و آلندرونات[7] که مؤثر بر بیماری پوکی استخوان در زنان می‌باشد، پرداخته و دریافته‌اند که هر دو درمان اثرات مثبتی بر ویژگی‌های

[1] Finite element (FE)
[2] Vitro

[3] Intervertebral rotation (IVR)
[4] Intradiscal pressure (IDP)
[5] Kirschner wires
[6] Teriparatide
[7] Alendronate

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.11.27.0]

مهره‌ها ایجاد نموده است و حداقل 75% از بیماران در هر دو گروه درمانی پس از 6 ماه در مقایسه با روز اول دارای پیشرفت و بهبود در مهره‌هایشان بوده‌اند.

اما همان‌گونه که از مباحث فوق برمی‌آید در مدل‌های واقعی و تجربی اندازه‌گیری‌ها با تقریب همراه بوده و در مدل‌های محاسباتی، مدل هندسی با ساده‌سازی‌های بسیاری همراه است و در هیچکدام از تحقیقات فوق الذکر به طور همزمان شبیه‌سازی بر اساس مدل و بارگذاری‌های مبتنی بر واقعیت برای بررسی‌های ذکر گردیده، استفاده نشده است، لذا با توجه به کمبود و یا حتی عدم وجود این مدل‌ها هدف مطالعه حاضر، ایجاد مدلی واقع‌گرایانه از ستون فقرات انسان مبتنی بر عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای[1] و شبیه‌سازی عددی می‌باشد. همان‌طور که ذکر گردید، بارگذاری‌ها و شرایط مرزی خاص این مدل‌سازی نیز بدون شک در صحت و قابلیت اطمینان در پیش‌بینی مدل‌ها نقش کلیدی را بازی می‌کند [23]. لذا با توجه به وجود گستره وسیعی از انواع بارگذاری و دامنه‌های مختلف مقادیر آن‌ها، جهت حصول نتایج قابل اعتماد نیاز به مقادیر دقیق با کمترین خطای ممکن و نزدیک به واقعیت در انواع بارگذاری می‌باشد. بنابراین با توجه به نیاز فوق‌الذکر در کار حاضر از بارگذاری‌های دقیق با کمترین خطای ممکن مبتنی بر واقعیت بر روی مدل واقع‌گرایانه استفاده شده است.

مطالعه حاضر می‌تواند برای ارزیابی شرایط پزشکی و بیومکانیکی ستون فقرات، طراحی محصولات پزشکی مانند دیسک‌ها و مهره‌های مصنوعی، آموزش، شبیه‌سازی و برنامه‌ریزی‌های اعمال جراحی مفید باشد.

2- مواد و روش

2-1- مدل‌سازی ستون فقرات

به منظور ایجاد مدل هندسی واقع‌گرایانه، از عکس‌های حاصل از پرتونگاری رایانه‌ای از ستون فقرات یک زن 64 ساله بدون مشکل در ستون فقرات با قد 165 سانتیمتر و وزن 59 کیلوگرم استفاده شده است (شکل 1- الف). در کار حاضر از نرم‌افزار میمیکس[2] نسخه 17 برای ساخت مدل‌های کامپیوتر از ستون فقرات استفاده شده که در آن به کمک انباشته‌سازی پی در پی و با نظم خاص از عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای یک مدل سه‌بعدی ایجاد می‌شود (شکل 1- ب). با این وجود، مدل کامپیوتری از مهره به دست آمده به کمک این روش دارای هندسه‌ای با سطح نامنظم به ویژه در قسمت‌های پشتی می‌باشد به همین دلیل از گزینه‌های هموارسازی در نرم‌افزار جهت هموار نمودن سطوح نامنظم بهره برده شده است (شکل 1- پ). نحوه هموارسازی بدین صورت است که نرم افزار با استفاده از نقاط موجود ابتدا یک منحنی اسپلاین هموار تولید کرده، سپس با استفاده از مجموعه‌ای از منحنی‌های هموار تولید شده اقدام به هموارسازی سطوح و رفع عوارض آن می‌نماید. سپس با استفاده از نرم‌افزار کتیا[3] و روش ابر نقاط مهره‌ها و دیسک‌های مدل از یکدیگر تفکیک شده (شکل‌های 1- ت و ث) و مدل تفکیکی به نرم‌افزار انسیس-آباکوس[4] 16 انتقال داده می‌شود.

در نرم‌افزار نرم‌افزار انسیس-آباکوس 16 مهره‌ها و دیسک‌ها بر روی یکدیگر اسمبل شده (شکل 1- ج) و در نهایت سطوح منحنی مدل بر اساس شبکه‌بندی چند ضلعی پوشانده شده است (شکل 1- چ). این مدل می‌تواند به عنوان مدل پایه مورد استفاده قرار گیرد. مدل‌های خاص را می‌توان با تغییر به دست آمده از این قالب با توجه به مشخصات بعدی گرفته شده از بیماران منحصر به فرد ایجاد کرد.

همچنین با توجه به بررسی انجام شده و پیشنهاد ارائه شده در مرجع [14] که نتایج قابل قبولی را نیز به همراه داشته است، هسته دیسک[5] به عنوان حفره‌ای توپر از سیالی تراکم ناپذیر با خواصی نزدیک به آب شبیه‌سازی شده است. در شبیه‌سازی بخش محیطی در برگیرنده هسته دیسک[6] از یک مدل ترکیبی هایپرالاستیک استفاده شده است.

لازم به ذکر است که خواص تمام مواد به جز رباط‌ها به صورت خطی در نظر گرفته شده است. در رباط‌ها خواص با استفاده از مدل غیر خطی مبتنی بر نتایج تجربی ارائه شده در مرجع [24] تعیین شده است.

باید توجه داشت که در مدل‌سازی ستون فقرات شرایط هندسی مانند انحنا و قطر متوسط و خواص مواد آن در میان افراد با توجه به سن، جنسیت و شرایط زندگی تغییر می‌نماید [25] و باعث ایجاد گستره وسیعی از شرایط می‌گردد. بعنوان مثال آسیب دیدگی، فرسودگی و کهولت بافت‌ها شرایط متفاوتی را برای مواد و خواص آن‌ها به همراه دارد. لذا به منظور افزایش کیفیت پیش‌بینی مدل، توصیه‌هایی در رابطه با نحوه ساخت و توسعه مدل مناسب به منظور دستیابی به نتایج واقع‌گرایانه در مرجع [26] ارائه شده است، که در کار حاضر از این توصیه‌ها بهره برده شده است.

2-2- شرایط مرزی و بارگذاری

مدل المان محدود غیرخطی ستون فقرات مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل پنج مهره و پنج دیسک میان مهره‌ای (L1-5، شکل 1) و تمامی رباط‌ها می‌باشد، همچنین مدل المان محدود ستون فقرات کمری تحت شرایط بارگذاری استاتیک شبیه‌سازی شده است. لیست خواص مکانیکی مواد و بافت‌های مختلف در مدل‌سازی المان محدود در جدول 1 آورده شده است [14].

از آنجا که ستون فقرات ذاتا ناپایدار است [27]، از روش بار پیرو[7] جهت بارگذاری بهره برده شده است [28]. برای مهره L5 از شرط مرزی دیریشله استفاده شده تا تمام درجات آزادی جابجایی ثابت گردد، همچنین جهت شبیه‌سازی فشار، خمش جانبی و چرخش محوری از نیروی فشاری 720 نیوتن [14] و گشتاورهای خالص 7.8 و 5.5 نیوتن‌متر [15] در هر سه صفحه آناتومیکی استفاده شده که در شکل‌های 2- الف و ب مشاهده می‌گردد.

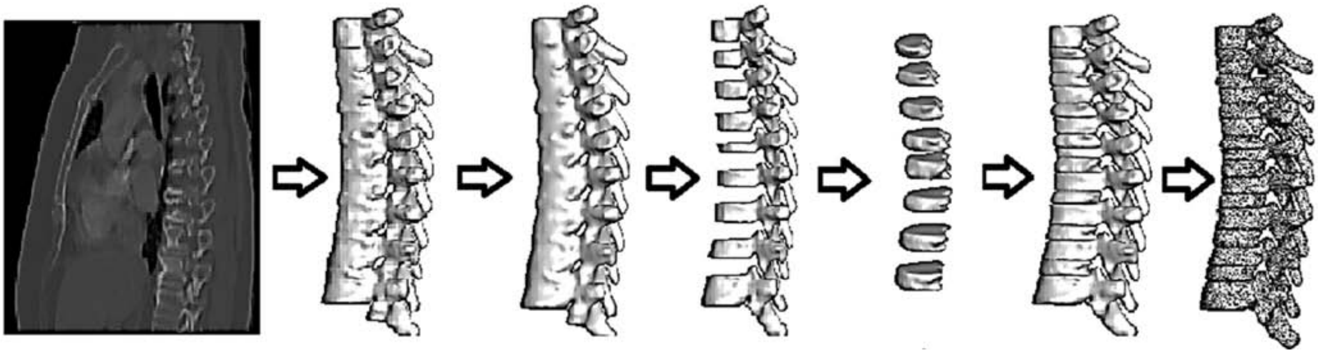
بنابراین در مجموع شش حالت چرخش میان مهره‌ای، فشار میان دیسکی و نیروی تماسی میان مهره‌ای در حالت‌های ترکیبی چرخش محوری و خمش جانبی با بارگذاری فشاری در پژوهش حاضر بررسی شده است.

لازم به ذکر است معیار سنجش صحت نتایج حاصله، مقایسه با نتایج مدلسازی‌های مشابه و همچنین میزان نزدیکی نتایج به معدود اندازه‌گیری‌های تجربی قابل استناد می‌باشد.

3- نتایج و بحث

در طول چند دهه گذشته، روش المان محدود به منظور بررسی بیومکانیکی رفتار ستون فقرات انسان به کار گرفته شده است. این مدل‌های المان محدود معمولا فقط بر اساس یک مدل خاص و یا یک ویژگی منحصر به فرد و ایده‌ال از خواص مکانیکی و هندسی بنا شده‌اند. بنابراین، به جز چند مورد استثنا [30,29]، تأثیر تغییرات در هندسه در زمان مدل‌سازی به حساب آورده

[1] Computational tomography (CT)
[2] Mimics
[3] CATIA
[4] ANSYS-Abaqus
[5] Nuclei pulposi
[6] Annuli fibrosi
[7] Follower force



(a) (الف)　(b) (ب)　(c) (پ)　(d) (ت)　(e) (ث)　(f) (ج)　(g) (چ)

Fig. 1 The modeling process of spine a) CT scan image b) 3D model of spine c) Smoothed 3D model of spine d) Separated vertebrae e) Separated discs f) Assembled vertebrae and discs g) Meshed model.

شکل 1 فرایند مدل‌سازی ستون فقرات الف) تصویر پرتونگاری رایانه‌ای ب) مدل سه بعدی ستون فقرات پ) مدل سه بعدی ستون فقرات هموار شده ت) مهره‌های تفکیک شده ث) دیسک‌های تفکیک شده ج) مهره‌ها و دیسک‌های اسمبل شده چ) مدل شبکه‌بندی شده.

نمی‌شود. به منظور بر طرف نمودن این مشکل، اندازه‌گیری‌های تجربی معدودی انجام شده، هر چند این روش‌ها به دلیل در دسترس نبودن نمونه

جدول 1 خواص بافت‌های ستون فقرات [14]

Table 1 Material properties for the lumber spine tissues [14]

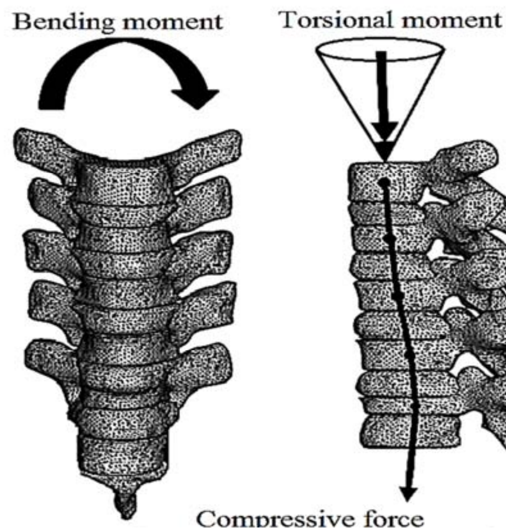
نوع بافت	نوع المان	مدول الاستیسیته (MPa)	نسبت پواسون
استخوان قشری	شش وجهی هشت گره‌ای(*)	10000	0.3
استخوان اسفنجی	شش وجهی هشت گره‌ای	200	0.45
استخوان خلفی	شش وجهی هشت گره‌ای	3500	0.25
محیطی در برگیرنده هسته دیسک	شش وجهی هشت گره‌ای	هایپر الاستیک، نئو-هوکین (**)	---
رباط	فنری(***)	غیر خطی	---
غضروف		تماس نرم (****)	---

(*) 8 Node Hex

(**) Neo-Hoookean

(***) Spring

(****) Soft contact



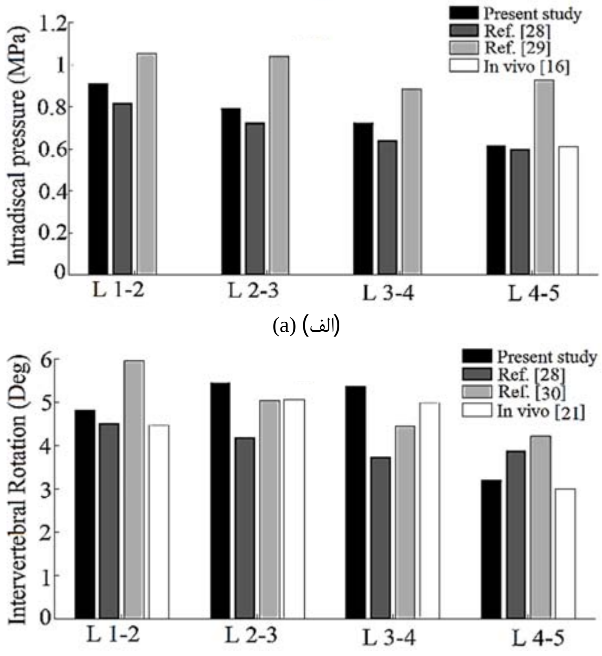
(a) (الف)　(b) (ب)

Fig. 2 Applied loads a) Lateral bending b) Axial rotation

شکل 2 بارگذاری اعمال شده a) خمش جانبی b) چرخش محوری

مناسب، مناطق مورد نظر و محدودیت‌های تجربی به طور کامل جواب‌گو نمی‌باشند. بهبود دیدگاه در رابطه با تأثیر خواص مواد و اصلاح هندسه بر رفتار بیومکانیکی ستون فقرات انسان برای درک مکانیک نخاعی و مراقبت از بیمار ضروری می‌باشد.

برای رسیدن به این هدف، نتایج کار حاضر با نتایج حاصل از دو مدل المان محدود و معدود نتایج تجربی در دسترس از ستون فقرات انسان از مراجع و مقالات مختلف با شرایط مرزی و بارگذاری تقریبا یکسان مقایسه شده است. این نتایج در مجموع شش حالت چرخش میان مهره‌ای، فشار میان دیسکی و نیروی تماسی میان مهره‌ای در حالت‌های ترکیبی چرخش محوری و خمش جانبی با بارگذاری فشاری را در بر می‌گیرد. نتایج مربوط به فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای تحت بارگذاری خمش جانبی به ترتیب در شکل‌های 3- الف و ب، فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای



(b) (ب)

Fig. 3 Comparison between predicted a- intervertebral rotations and b- intradiscal pressures, in lateral bending

شکل 3 مقایسه میان نتایج a- فشار میان دیسکی و b- چرخش میان مهره‌ای در خمش جانبی

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.11.27.0]

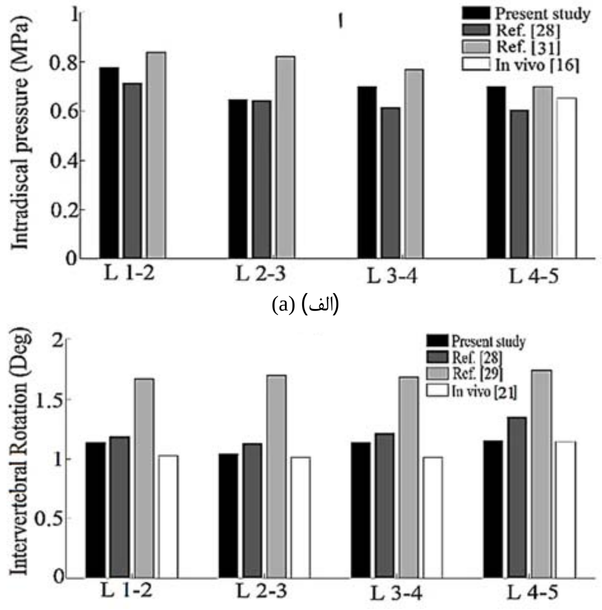


Fig. 4 Comparison between predicted a- intervertebral rotations and b- intradiscal pressures, in axial rotations

شکل 4 مقایسه میان نتایج a- فشار میان دیسکی و b- چرخش میان مهره‌ای در چرخش محوری

تحت بارگذاری چرخش محوری به ترتیب در شکل‌های 4- الف و ب و نیروهای تماسی میان مهره‌ای برای حالت‌های بارگذاری خمش جانبی و چرخش محوری به ترتیب در شکل‌های 5- الف و ب آورده شده است.

با توجه به اهمیت دستیابی به نتایج عددی مستقل از شبکه‌بندی، در پژوهش حاضر از چهار شبکه‌بندی با تعداد سلول‌های متفاوت بهره برده شده است، که در آن‌ها فشار میان دیسکی در حالت خمش جانبی برای دیسک میان مهره‌های چهارم و پنجم (L4-5) به عنوان پارامتر بررسی استقلال از شبکه‌بندی انتخاب شده است. مقادیر فشار مذکور در شبکه‌بندی‌های مختلف در جدول 2 آورده شده است. همان‌طور که در جدول 2 مشاهده می‌گردد نتایج شبکه‌بندی ردیف‌های 3 و 4 از اختلاف کمی برخوردار بوده، لذا شبکه‌بندی ردیف 4 به عنوان شبکه محاسباتی در نظر گرفته شده است که تصویر آن در شکل 6 مشاهده می‌گردد.

3-1- بارگذاری ترکیبی خمش جانبی و نیروی فشاری

با توجه به شکل 3 تحت بارگذاری ترکیبی خمش جانبی و نیروی فشاری میزان نیروی فشاری میان دیسکی برای L1-5 دارای یک روند کاهشی بوده و از حدود 0.9 تا 0.6 مگاپاسکال برای دیسک‌ها کاهش می‌یابد، همچنین برای چرخش میان مهره‌ای، چرخش برای مهره‌های L1-5 در حدود 5 تا 3 درجه در حال کاهش می‌باشد. علاوه بر این با توجه به اینکه برای تمامی مهره‌ها در حالت چرخش میان مهره‌ای بر خلاف فشار میان دیسکی داده‌های تجربی در دسترس می‌باشد (شکل 3) می‌توان مشاهده نمود که نتایج کار حاضر در مجموع از مطابقت بهتری با داده‌های تجربی [23,16] نسبت به سایر مدل‌سازی‌های المان محدود [31-33] برخوردار می‌باشد.

3-2- بارگذاری ترکیبی چرخش محوری و نیروی فشاری

همان‌طور که در شکل 4 مشاهده می‌گردد فشار میان دیسکی در حالت چرخش محوری برای مهره‌های L1-5 در حدود 0.6 تا 0.8 مگاپاسکال تغییر

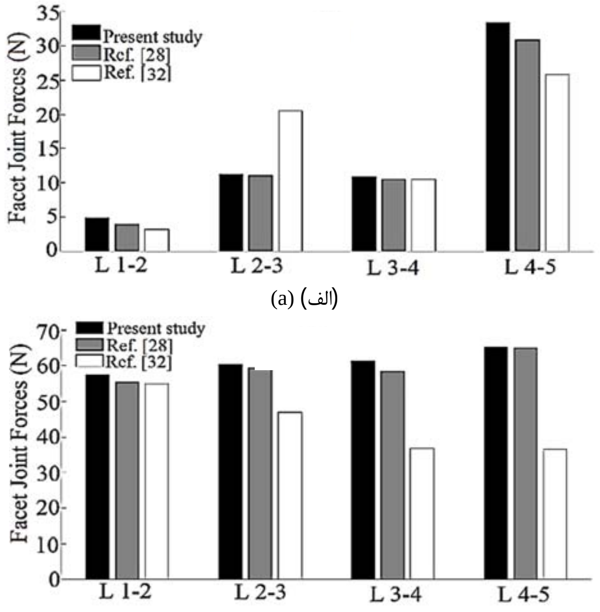


Fig. 5 Comparison between predicted facet joint forces a- lateral bending and b- axial rotation

شکل 5 مقایسه میان نتایج نیروی تماسی میان مهره‌ای a- خمش جانبی و b- چرخش محوری

جدول 2 شبکه‌های مورد بررسی جهت مطالعه شبکه‌بندی

Table 2 Investigated grids to grid study

ردیف	تعداد سلول‌های شبکه	فشار میان دیسکی (MPa)	درصد خطا نسبت به شبکه قبل
1	456929	0.512	---
2	751883	0.574	10.8
3	1233110	0.608	5.6
4	1545366	0.614	1

می‌نماید، همچنین نتایج برای چرخش میان مهره‌ای در حالتی که ستون فقرات انسان دارای چرخش محوری می‌باشد برای مهره‌های L1-5 در حدود 1 درجه است و مشابه با حالت قبل مشاهده می‌گردد که در تمامی حالات داده‌های چرخش میان مهره‌ای پژوهش حاضر دارای اختلافی کمتر از 8 درصد با نتایج تجربی [23,16] می‌باشد، این در حالی است که حداقل اختلاف سایر شبیه‌سازی‌های عددی [34,32,31] نسبت به اندازه‌گیری‌های تجربی بیش از 15 درصد می‌باشد.

همان‌گونه که مشاهده می‌شود، پیش‌بینی‌های عددی کار حاضر در مطابقت خوبی با نتایج سایر مراجع قرار دارند، اما نتایج کار حاضر به دلیل استفاده از مدل واقع‌گرایانه و بارگذاری‌های بهینه‌سازی گزارش شده در مراجع [15,14] همخوانی بهتری با اندازه‌گیری‌های تجربی نسبت به سایر پیش‌بینی‌های مبتنی بر روش المان محدود دارد.

3-3- نیروی تماسی میان مهره‌ای

در شکل‌های 5- الف و ب نیروهای تماسی میان مهره‌ای در خمش جانبی و چرخش محوری ارائه شده است. بار گذاری در چرخش محوری مقدار نیروی تماسی میان مهره‌ای بین 50 تا 70 نیوتن در حال تغییر می‌باشد، همچنین در بارگذاری خمش جانبی مقدار نیروی تماسی میان مهره‌ای از 5 الی 35 نیوتن در حال افزایش می‌باشد. با توجه به این که روش‌های تجربی قادر به اندازه‌گیری نیروهای میان مهره‌ای نمی‌باشند، بنابراین داده‌های آزمایشگاهی

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.11.27.0]

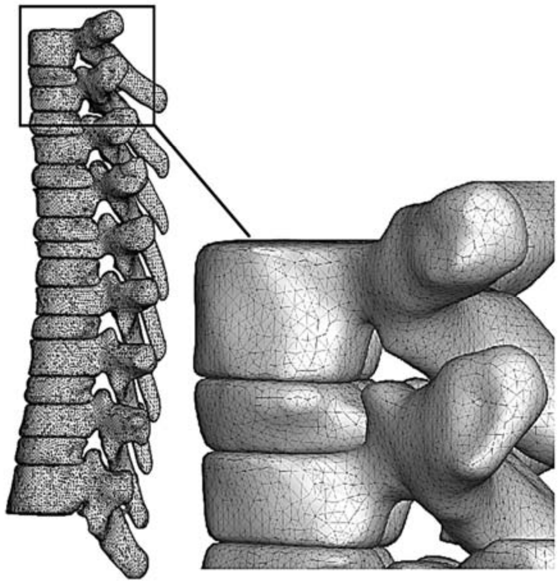


Fig. 6 Tetrahedral mesh of human spine

شکل 6 شبکه‌بندی چهار وجهی ستون فقرات انسان

جهت معتبرسازی نتایج عددی در این زمینه موجود نمی‌باشد [35,31].

اما با توجه به این که مدل حاضر در سایر پارامترهای فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای در حالت‌های خمش جانبی و چرخش محوری با نتایج تجربی دارای مطابقت خوبی بوده است می‌توان نتیجه گرفت که نتایج نیروی تماسی میان مهره‌ای نیز از دقت خوبی برخوردار است. همچنین کار عددی حاضر از مطابقت خوبی با سایر کارهای عددی نیز برخوردار می‌باشد. با توجه به این موضوع که اطلاعات نیروهای تماسی میان مهره‌ای در زمینه برنامه‌ریزی‌های پزشکی و ساخت ایمپلنت‌ها کاربردهای بسیار فراوانی دارد، می‌توان نتیجه گرفت که روش عددی به کار گرفته شده در مدل واقع‌گرایانه تحقیق حاضر در اندازه‌گیری نیروهای تماسی میان مهره‌ای قادر به مرتفع نمودن نیازها در این زمینه می‌باشد.

3-4- اعتبارسنجی نتایج عددی

بررسی نتایج این مطالعه تأیید می‌نماید که حالات بارگذاری ترکیبی بهینه در خمش جانبی و چرخش محوری در مدل واقع‌گرایانه منجر به پیش بینی مقادیر فشار میان دیسکی نزدیک به اندازه‌گیری‌های تجربی می‌گردد. علاوه بر این، گشتاور و نیروهای به کار گرفته شده برای چرخش میان مهره‌ای نیز مقادیر نزدیک به اندازه‌گیری‌های درون بدن انسان، به خصوص برای چرخش محوری و خمش جانبی را دارا می‌باشد. با توجه به نتایج مشاهده می‌شود که گشتاور خمشی 7.8 نیوتن‌متر منجر به چرخش میان مهره‌ای کمتر از 6 درجه می‌شود. لازم به ذکر است که این امر در مرجع [31] نیز مورد تأیید قرار گرفته است. برای حالت خمش جانبی با نیروی فشاری 720 نیوتن، مقدار فشار میان دیسکی کمی کوچکتر از مقدار اندازه‌گیری شده توسط ویلک و همکاران [16] است. نیروی فشاری در L4-5 را می‌توان در حدود 1600 نیوتن برآورد نمود. مقایسات گذشته مقادیر را در L5-S1 در حدود 1900 نیوتن [31]، 2200 نیوتن [36] و 2900 نیوتن [37] تخمین می‌زند که این تفاوت با توجه به استفاده از سطح L5-S1 به جای L4-5 در این مطالعه می‌باشد. لذا با توجه به استفاده از نیروی 720 نیوتن اختلافات مشاهده شده توجیه پذیر است. با توجه به مباحث فوق می‌توان چنین اشاره کرد که از حالت‌های بارگذاری بهینه به کار گرفته شده برای خمش جانبی و چرخش محوری در کار حاضر می‌توان به عنوان مرجع برای شبیه‌سازی‌های فیزیولوژیکی در بدن انسان استفاده نمود.

در نهایت ذکر این نکته ضروری است که هر چند مطالعات تجربی و مدل‌ها در ارائه چگونگی عملکرد ستون فقرات و مشکلات آن محدود می‌باشند، اما با وجود مزایا و ارزش‌های گفته شده برای مدل‌های عددی در بررسی حساسیت پارامترها و مدل‌سازی ایمپلنت‌های پزشکی، این نتایج برای شرایط بیومکانیکی یک جمعیت خاص قابل استفاده است.

4- نتیجه‌گیری

در کار حاضر مدلی واقع‌گرایانه مبتنی بر عکس‌های پرتونگاری رایانه‌ای از ستون فقرات انسان بر اساس بارگذاری‌های بهینه‌سازی شده ارائه شده است که نتایج ذیل از آن به دست می‌آید:

- نتایج کار حاضر به دلیل استفاده از مدل واقع‌گرایانه و بارگذاری‌های بهینه‌سازی شده از همخوانی بهتری با اندازه‌گیری‌های تجربی نسبت به سایر پیش‌بینی‌های مبتنی بر روش المان محدود برخوردار است.
- تحت بارگذاری ترکیبی خمش جانبی و نیروی فشاری میزان نیروی فشاری میان دیسکی برای L1-5 دارای یک روند کاهشی می‌باشد.
- تحت بارگذاری ترکیبی خمش جانبی و نیروی فشاری برای چرخش میان مهره‌ای، چرخش برای مهره‌های L1-5 کاهش می‌یابد.
- فشار میان دیسکی در حالت چرخش محوری برای مهره‌های L1-5 روندی افزایشی دارد.
- نتایج برای چرخش میان مهره‌ای در حالتی که ستون فقرات انسان دارای چرخش محوری می‌باشد برای مهره‌های L1-5 در حدود 1 درجه است.
- بارگذاری در چرخش محوری مقدار نیروی تماسی میان مهره‌ای بین 50 تا 70 نیوتن در حال تغییر می‌باشد.
- در بارگذاری خمش جانبی مقدار نیروی تماسی میان مهره‌ای به میزان قابل توجهی در حال افزایش می‌باشد.
- با توجه به این که مدل حاضر در سایر پارامترهای فشار میان دیسکی و چرخش میان مهره‌ای در حالت‌های خمش جانبی و چرخش محوری با نتایج تجربی دارای مطابقت خوبی بوده است می‌توان نتیجه گرفت که نتایج نیروی تماسی میان مهره‌ای نیز از دقت خوبی برخوردار است.
- گشتاور خمشی 7.8 نیوتن‌متر منجر به چرخش میان مهره‌ای کمتر از 6 درجه می‌شود.
- برای حالت خمش جانبی با نیروی فشاری 720 نیوتن نیروی فشاری در L4-5 را می‌توان در حدود 1600 نیوتن برآورد نمود.
- از حالت‌های بارگذاری بهینه به کار گرفته شده برای خمش جانبی و چرخش محوری در کار حاضر می‌توان به عنوان مرجع برای شبیه‌سازی‌های فیزیولوژیکی در بدن انسان استفاده نمود.

5- مراجع

[1] B. Vällfors, Subacute and chronic low back pain: clinical symptoms absenteeism and working environment, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine Supplement*, Vol. 11, No. 1, pp. 1-98, 1984.

[2] K. Luoma, H. Riihimäki, R. Luukkonen, R. Raininko, E. Viikari-Juntura, A. Lamminen, Low back pain in relation to lumbar disc degeneration, *Spine*, Vol. 25, No. 4, pp. 487-492, 2000.

[3] A. Tahavvor, P. Zarrinchang, Sh. Heidari, Numerical simulation of turbulent airflow in a human upper respiratory system, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 15, pp. 267-272, 2015 (in Persian فارسی)

[4] Q. H. Zhang, E. C. Teo, Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, No. 10, pp. 1246-1256, 2008.

[5] H. Schmidt, F. Galbusera, A. Rohlmann, A. Shirazi-Adl, What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades?, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 14, pp. 2342-2355, 2013.

[6] C. Basdogan, C. H. Ho, M. A. Srinivasan, S. D. Small, S. L. Dawson, Force interactions in laparoscopic simulations: haptic rendering of soft tissues, *Studies in Health Technology and Informatics*, Vol. 50, pp. 385-391, 1997.

[7] G. J. Meijer, J. Homminga, A. G. Veldhuizen, G. J. Verkerke, Influence of interpersonal geometrical variation on spinal motion segment stiffness: implications for patient-specific modeling, *spine*, Vol. 36, No. 14, pp. 929-935, 2011.

[8] H. Wilke, K. Wenger, L. Claes, Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants, *European Spine Journal*, Vol. 7, No. 2, pp. 148-154, 1998.

[9] A. Rohlmann, T. Zander, M. Rao, G. Bergmann, Realistic loading conditions for upper body bending, *Journal of Biomechanics*, Vol. *42*, No. 7, pp. 884-890, 2009.

[10] H. Wilke, A. Rohlmann, S. Neller, M. Schulthei, G. Bergmann, F. Graichen, L.E. Claes, Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments?: A comparison of in vivo and in vitro load components in an internal fixator, *Spine*, Vol. 26, No. 6, pp. 636-642, 2001.

[11] J. Noailly, D. Lacroix, J. A. Planell, Finite element study of a novel intervertebral disc substitute, *Spine*, Vol. 30, No. 20, pp. 2257-2264, 2005.

[12] H. Murakami, W. C. Horton, K. Tomita, W. C. Hutton, A two-cage reconstruction versus a single mega-cage reconstruction for lumbar interbody fusion: an experimental comparison, *European Spine Journal*, Vol. 13, No. 5, pp. 432-440, 2004.

[13] K. N. Meyers, D. A. Campbell, J. D. Lipman, K. Zhang, E. R. Myers, F. P. Girardi, F. P. Cammisa, T. M. Wright, Dynamics of an intervertebral disc prosthesis in human cadaveric spines, *HSS Journal*, Vol. 3, No. 2, pp. 164-168, 2007.

[14] M. Dreischarf, A. Rohlmann, G. Bergmann, T. Zander, Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 12, pp. 2323-2327, 2011.

[15] M. Dreischarf, A. Rohlmann, G. Bergmann, T. Zander, Optimised in vitro applicable loads for the simulation of lateral bending in the lumbar spine, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, No. 6, pp. 777-780, 2012.

[16] H. J. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, L. Claes, Intradiscal pressure together with anthropometric data–a data set for the validation of models, *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, No. 1, pp. 111-126, 2001.

[17] A. L. F. Nachemson, Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc, *Rheumatology*, Vol. 14, No. 3, pp. 129-143, 1975.

[18] A. Plamondon, M. Gagnon, G. Maurais, Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion, *Spine*, Vol. 13, No. 9, pp. 1027-1032, 1988.

[19] M. J. Pearcy, S. B. Tibrewal, Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography, *Spine*, Vol. 9, No. 6, pp. 582-587, 1984.

[20] T. Steffen, R. K. Rubin, H. G. Baramki, J. Antoniou, D. Marchesi, M.Aebi, A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo: method, accuracy, and preliminary results, *Spine*, Vol. 22, No. 2, pp. 156-166, 1997.

[21] X. Wang, A. Sanyal, P. M. Cawthon, L. Palermo, M. Jekir, J. Christensen, K. E. Ensrud, S. R. Cummings, E. Orwoll, D. M. Black, Prediction of new clinical vertebral fractures in elderly men using finite element analysis of CT scans, *JBMR*, Vol. 27, No. 4, pp. 808-816, 2012.

[22] T. M. Keaveny, D. W. Donley, P. F. Hoffmann, B. H. Mitlak, E.V. Glass, J.A. San Martin, Effects of teriparatide and alendronate on vertebral strength as assessed by finite element modeling of QCT scans in women with osteoporosis, *JBMR*, Vol. 22, No. 1, pp. 149-157, 2007.

[23] M. J. Pearcy, Stereo radiography of lumbar spine motion, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 56, No. 212, pp. 1-45, 1985.

[24] K. K. Lee, E. C. Teo, F. K. Fuss, V. Vanneuville, T. X. Qiu, H. W. Ng, K. Yang, R. J. Sabitzer, Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under axial loading. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 3, pp. 393–400, 2004.

[25] M. J. Fagan, S. Julian, D. J. Siddall, A. M. Mohsen, Patient-specific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc—a material sensitivity study, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 216, No. 5, pp. 299-314, 2002.

[26] A. C. Jones, R. K. Wilcox, Finite element analysis of the spine: towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, No. 10, pp. 1287-1304, 2008.

[27] J. J. Crisco, M. M. Panjabi, I. Yamamoto, T. R. Oxland, Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment, *Clinical Biomechanics*, Vol. 7, No. 1, pp. 27-32, 1992.

[28] A. Shirazi-Adl, M. Parnianpour, Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading, *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, No. 10, pp. 718-725, 2000.

[29] J. P. Little, C. J. Adam, Geometric sensitivity of patient-specific finite element models of the spine to variability in user-selected anatomical landmarks, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 18, No. 6, pp. 676-688, 2015.

[30] F. Niemeyer, H. J. Wilke, H. Schmidt, Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—a probabilistic finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 8, pp. 1414-1423, 2012.

[31] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C. M. Puttlitz, C. J. Adam, C. S. Chen, V. K. Goel, A. Kiapour, Y. H. Kim, K. M. Labus, J. P. Little, Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together, *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, No. 8, pp. 1757-1766, 2014.

[32] H. Schmidt, F. Galbusera, A. Rohlmann, A. Shirazi-Adl, What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades?, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 14, pp. 2342-2355, 2013.

[33] W. M. Park, K. Kim, Y. H. Kim, Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 43, No. 9, pp. 1234-1240, 2013.

[34] U. M. Ayturk, C. M. Puttlitz, Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 14, No. 8, pp. 695-705, 2011.

[35] C. L. Liu, Z. C. Zhong, H. W. Hsu, S. L. Shih, S. T. Wang, C. Hung, C. S. Chen, Effect of the cord pretension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: A finite element analysis, *European Spine Journal*, Vol. 20, No. 11, pp. 1850-1858, 2011.

[36] N. Arjmand, D. Gagnon, A. Plamondon, A. Shirazi-Adl, C. Lariviere, A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings, *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 3, pp. 485-491, 2010.

[37] B. Bazrgari, A. Shirazi-Adl, M. Trottier, P. Mathieu, Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion–extension movements at different velocities, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 2, pp. 412-421, 2008.

[DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.11.27.0]