

Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Desired Properties of Disc in Numerical Models and Its Influence on Biomechanical Behavior of Lumbar Spine

A. Orang¹, M. Haghighi-Yazdi^{1*}, S. Naserkhaki², S. R. Mehrpour³

¹ School of Mechanical Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

² Faculty of Medical Science and Technologies, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

³ School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

ABSTRACT: In this paper, nonlinear finite element modeling has been presented to conduct a parametric study of disc properties on biomechanical behavior of lumbar spine. This model includes vertebrae (cancellous bone and cortical bone), disc (nucleus, annulus fibrosus, and collagen fibers), end plates, and ligaments. 3 dimensions geometry was reconstructed from computed tomography scans of lumber spine. After applying loads (compression, moment and their combinations) and boundary conditions (fixed L5) to the model, finite element analysis was conducted. Experimental tests available in literature indicated that lumbar spine shows a nonlinear mechanical behavior; hence, to consider this nonlinear behavior in this work, ligaments and annulus fibers have been modeled as nonlinear springs. The obtained results of the current study, which include intradiscal pressure and intervertebral rotation, have been compared with previous in-vitro as well as numerical data. The results of this work showed that stiffening the disc leads to decreased intervertebral rotation in different anatomical planes and the intradiscal pressure.

Review History:

Received: 8 Jun 2018 Revised: 1 May 2018 Accepted: 20 May 2018 Available Online: 26 May 2018

Keywords:

Lumbar spine Finite element model Intervertebral rotation

1-Introduction

A variety of finite element models have been introduced for the lumbar spine model in the field of biomechanical research. The passive lumbar spine is a complex structure composed of vertebrae, discs and ligaments. Many researchers have first assigned properties of materials to spinal structures and then evaluated single-variable material parameters for the purpose of parametric studies conducted using finite element method [1-3].

Given the need for the finite element model to become more realistic, the application of the ideal properties of soft tissue materials, especially the material of the annulus fibrosus and the nucleus pulposus, is a challenge ahead. Therefore, the purpose of this study is to investigate the parametric properties of disc components (annulus fibrosus and the nucleus pulposus) to achieve desired properties.

2- Methods

Three dimensional geometry of the bony structures which consist of the vertebrae L1 through L5 (L1-5) was reconstructed from Computed Tomography scans (CT-scans) of a 26 year-old male. Briefly, it consisted of five lumbar vertebrae L1 to L5 (L1-5), intervening discs, and surrounding ligaments (Fig. 1). The behavior of the cortical and cancellous

*Corresponding author's email: mohaghighi@ut.ac.ir

bones was assumed linear elastic while the nucleus and annulus were modeled using hyper-elastic material law. The annular fibers and ligaments were simulated using nonlinear springs that resist tension only. The material properties are summarized in Table 1. The facet joint articulation was also simulated by frictionless surface to surface contact [6].

Fig. 1. Three dimensional finite element model of the lumbar spine

Loading was either compression (follower load), moment (in three anatomical planes) or their combination. The load was applied to the superior endplate of L1 while the inferior endplate of L5 was completely fixed.

The properties of disc components (annulus and nucleus) were investigated in five different cases, as shown in Table 2. These cases have been extracted from the literature and have been used in previous finite element models [11, 12].



Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

Component	Mechanical Properties	References
Endplate	E = 23.8 (MPa) v = 0.40	[8 ,7]
Cancellous	E = 200 (MPa) 25, • = v	[9]
Cortical	E = 12,000 (MPa) v = 0.30	[8]
Ligaments	Nonlinear force- displacement curve	[10]

 Table 1. Material properties of the spinal components

Table 2.	Material	properties	of the	disc	components

Disc	Hyper-elastic (Mooney-Rivlin)				
component	Case study	C10	C01		
Nucleus pulposus	1	0.06	0.015		
	2	0.12	0.03		
	3	0.24	0.06		
	4	0.36	0.09		
	5	0.48	0.12		
Annulus fibrosus	1	0.09	0.0225		
	2	0.18	0.045		
	3	0.36	0.09		
	4	0.54	0.135		
	5	0.72	0.18		

3- Results and Discussion

Spinal responses under 7.5 N.m moment (flexion, extension, lateral bending and axial rotation) for the entire lumbar spine (L1-L5) were obtained. In flexion, the fifth case study difference of range of motion was about 55% compared to the first one, whereas this difference was 44% in extension. The amount of change in the range of motion was 18% and 55% in axial rotation and lateral bending, respectively.

The intradiscal pressure is obtained for all four lumbar spine discs at the end of the loading. The intradiscal pressure has decreased for the cases of 1 to 5: the min and max values were, respectively, 60.7% and 76.6% in the flexion mode; 58.1% and 67.8% in the extension mode; 73.6% and 98% in lateral bending mode; and 21.5% and 28.8% in axial rotation mode.

4- Conclusions

Using the nonlinear finite element model developed in this paper, the effect of disc properties on the parameters of desired properties were examined, and the following results were obtained:

• By changing the properties of the disc, the spine's range of motion can be varied greatly in different loading modes.

• By increasing the proportion of hyper-elastic material in the disc, the amount of intervertebral rotation decreases in

each loading state.

• Under the combined loading of the *L4-L5* motion segment, the intradiscal pressure has a decreasing trend with increasing hyper-elastic coefficients from the first to fifth case study.

• In combination loading mode for a given case study, the highest intradiscal pressure occurs in flexion mode loading.

• By simultaneously checking the intervertebral rotation results and the intradiscal pressure and comparing them with the in-vitro data, the disc properties of item 1 and 2 show better compatibility.

References

- [1] J.R. Meakin, Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disk: prediction of suitable properties of a replacement material using finite element analysis, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 12(3) (2001) 207-213.
- [2] A. Rao, G. Dumas, Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5-S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study, Journal of biomedical engineering, 13(2) (1991) 139-151.
- [3] N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo, F. Pintar, Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit, Journal of biomechanical engineering, 119(1) (1997) 87-92.
- [4] S. Kumaresan, N. Yoganandan, F.A. Pintar, Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study, Clinical Biomechanics, 14(1) (1999) 41-53.
- [5] T.H. Smit, The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra, PhD thesis, Technical University of Hamburg-Harburg, (1996).
- [6] U.M. Ayturk, C.M. Puttlitz, Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 14(8) (2011) 695-705.
- [7] H. Schmidt, A. Kettler, F. Heuer, U. Simon, L. Claes, H.-J. Wilke, Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading, Spine, 32(7) (2007) 748-755.
- [8] K. Goto, N. Tajima, E. Chosa, K. Totoribe, S. Kubo, H. Kuroki, T. Arai, Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis), Journal of Orthopaedic Science, 8(4) (2003) 577-584.
- [9] S.-L. Shih, C.-L. Liu, L.-Y. Huang, C.-H. Huang, C.-S. Chen, Effects of cord pretension and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression-a finite element study, BMC musculoskeletal disorders, 14(1) (2013) 191.
- [10] A. Rohlmann, L. Bauer, T. Zander, G. Bergmann, H.-J. Wilke, Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data, Journal of Biomechanics, 39(6) (2006) 981-989.

- [11] H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment, Clinical biomechanics, 22(4) (2007) 377-384.
- [12] H. Schmidt, F. Heuer, U. Simon, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus, Clinical Biomechanics, 21(4) (2006) 337-344.

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۲، شماره ۱، سال ۱۳۹۹، صفحات ۱۸۷ تا ۲۰۲ DOI: 10.22060/mej.2018.13925.5756

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

على اورنگ '، مجتبى حقيقى يزدى'*، صادق ناصرخاكى'، سعيد رضا مهرپور'

^۱ دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکدههای فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران. ^۲ دانشکده علوم و فناوریهای پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات ، تهران، ایران. ۲ دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران.

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

تاریخچه داوری: دریافت: ۱۳۹۶/۱۰/۱۸ بازنگری: ۱۳۹۷/۰۲/۱۱ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۲/۳۰ ارائه آنلاین: ۱۳۹۷/۰۳/۰۵

کلمات کلیدی: ستون فقرات کمری مدل المان محدود چرخش میان مهرهای

۱ – مقدمه

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

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

گرفته می شوند. در واقع موضوع مهمی که می تواند به تشخیص احتمال آسیب منجر شود، توزیع تنش در بافتها و ساختارهای مختلف ستون فقرات است. به همین دلیل است که استفادهی صرف از روشهای بهینه سازی نمی تواند به تشخیص مناسب میزان خطر یک فعالیت منجر شود و نیاز است روشهایی چون المان محدود ⁽ جهت محاسبهی توزیع تنش در بافتها استفاده شوند. به همین دلیل استفاده از روش المان محدود در مدل سازی ستون فقرات جهت دستیابی به یک مدل واقع گرایانه تر به طور چشمگیری افزایش پیدا کرده است [۲].

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

1 Finite Element

^{*} نویسنده عهدهدار مکاتبات: mohaghighi@ut.ac.ir

Creative Commons License) حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در فرمائید. که سی در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

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

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

مدل های المان محدود متنوعی برای مدل ستون فقرات کمری⁵ در زمینه تحقیقات بیومکانیکی معرفی شده است. ستون فقرات کمری شامل ساختارهای پیچیده مانند دیسک بین مهرهای، مفاصل فست و رباطها است.

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

6 Lumbar Spine

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

۲ مواد و روش ۲ مدلسازی ستون فقرات

در آزمایش خستگی فراصوتی، فرکانسهای خارجی ایجاد شده توسط دست هندسه سه بعدی ساختار استخوانی که شامل مهرههای L۱ تا L۵ است، از عکس سی تی اسکن فرد مذکر ۲۶ ساله سالم بازسازی شده است. تقسیم بندی با استفاده از نرمافزار پردازش تصاویر پزشکی میمیکس^۷ انجام شد. سپس از نرمافزار جئومجیک^۸ برای هموارسازی سطوح نامنظم و پاکسازی هندسه از زوایای تند استفاده شده است (شکل ۱–الف).

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

رباطها شامل رباط طولی جلویی^{۱۰} (قدامی)، رباط طولی پشتی^{۱۰} (خلفی)، رباط زرد^ه (فلاوم)، رباط بین خاری^{۱۰} (اینتراسپاینوس)، رباط فوق خاری^{۱۰} (سوپراسپاینوس)، رباط بین عرضی^{۱۰} (اینترترانسورس) و رباط فست کپسولی^{۱۰}

- 11 End plate 12 Cancellou
- 12 Cancellous Bone13 Anterior Longitudinal
- Anterior Longitudinal Ligament
 Posterior Longitudinal Ligament
- 15 Ligamentum Flavum
- 16 Inter Spinal Ligament
- 17 Supra Spinous Ligament
- 18 Inter Transverse Ligament
- 19 Capsular Ligament

Nucleus
 Ligaments

² Ligaments3 Annulus Fibrosus

⁴ Ground Substance

⁵ Collagen Fibers

⁷ Mimics

⁸ Geomagic Studio

⁹ Hyper Mesh

¹⁰ Cortical Bone



شکل 1: مراحل توسعه مدل المان محدود الف) بازسازی سه بعدی و پاکسازی المان های استخوانی ب) تولید مش و اعمال خواص مواد ج) دیسک

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



شکل ۲: الف) استخوان اسفنجی ب) صفحات انتهایی ج) استخوان قشری د) مفصل فست (تمامی شکلها مربوط به مهره 14 میباشد.)

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



شکل ۳: رباطها

Fig. 3. Ligaments

Table 1. Material properties of the bony components and ligaments

Table 2. Material properties of the disc components

منابع	خواص	رفتار مواد مکانیکی	اجزاء استخوانی
[۲۸ و ۲۹]	$E = v \cdot \cdots \text{ (MPa)}$ $v = \cdot / v \cdot$	الاستيک خطی	استخوان قشری
۲۳ و ۳۰]	$E=\mathbf{r}\cdots(\mathbf{MPa})$ $v=\cdot/\mathbf{r}\Delta$	الاستیک خطی	استخوان اسفنجی
[۲۲ و ۲۸]	<i>E</i> =л/үү(MPa) <i>v</i> =•./۴•	الاستيک خطی	صفحات انتهایی
[77]	فنرى	غیر خطی	رباطها

رباطها	انی و	استخوا	اجزاء	مواد	اص	: خو	ل ۱	جدوا
--------	-------	--------	-------	------	----	-------------	-----	------

جدول ۲: خواص مواد اجزاء استخوانی و رباطها

نى-ريولين)	اجزاء ديسك		
C01	C10	مورد	
•/• 10	•/•۶	١	
• / • ٣	•/1٢	۲	
•/•۶	•/۲۴	٣	هسته
٠/٠٩	۰/٣۶	۴	
•/١٢	٠/۴٨	۵	
•/• ٣٢۵	٠/٠٩	١	
•/•۴۵	•/1٨	٢	
٠/• ٩	• /٣۶	٣	ماده زمينه
•/١٣۵	۰/۵۴	۴	
•/\٨	٠/٧٢	۵	

است که به صورت فنر تک جهته غیر خطی مدل شده است (شکل ۳) [۲۴]. مدلسازی مفصل فست⁽، تماس سطح به سطح بدون اصطکاک میباشد (شکل ۲–د) [۲۰].

۲– ۲– خواص مواد

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

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

مطالعات عددی پیشین نیز بدین ترتیب عمل کردهاند که با توسعه

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

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

تخمین این ضرایب معمولا به روش سعی و خطا می باشد [۲۳ و ۳۳-۳۲]. بدین ترتیب که با سعی و خطا ضرایب ماده هایپرالاستیک مونی-ریولین را طوری تخمین میزنند که چرخشهای مدل اجزای محدود با چرخش آزمایشگاهی در روی جسد که در آزمایش درون کشتگاهی^۳ گزارش شده

¹ Facet joint

² Mooney-Rivlin

³ In-Vitro

است [۲۵]، مشابه گردد. با توجه به تجربی و تقریبی بودن این ضرایب، در مدلهای اجزای محدود قبلی عملا ضرایب را کالیبره می کنند (بصورت خطی و با یک ضریب ثابت) تا چرخشهای مدل با چرخشهای درون کشتگاهی همسان گردد[۳۱]. در تحقیق حاضر، ضرایب ماده هایپرالاستیک مونی– ریولین برگرفته از پژوهش اشمیت و همکارانش [۳۲] بوده و نسبت تغییرات آنها برگرفته از مدلهای مختلف مقایسه شده در پژوهش دریشف و همکارانش [۳۱] می باشد.

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

به هر صورت این نگرانی همواره وجود دارد که مطالعات درون کشتگاهی بسیار محدود بوده [۲۳ و ۲۶–۲۵] و تمامی ویژگیهای هندسه و خصوصیات مواد در این نمونههای قابل برداشت نبوده است. حتی در صورت برداشت، گزارش نشده است و در دسترس سایرین نیست. در نتیجه این امری پذیرفته شده است که ویژگیهای هندسی و خصوصیات مواد مدلهای اجزاء محدود دقیقا مشابه مدلهای جسد نباشند. در نتیجه مقایسهها معمولا با طیف (بازهی) پاسخ صورت می گیرد که دامنه گستردهای دارند. با این حال شرایط مرزی و بارگذاری در تمامی مدلهای بسط داده شده و در مدل حاضر عینا یکسان با شرایط مرزی و بارگذاری آزمایشات درون کشتگاهی می میاشد.

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

بر رفتار مدل تعيين شده است.

۲- ۳- بارگذاری و شرایط مرزی

آنالیز المان محدود با استفاده از حل کننده ضمنی آباکوس^۱ انجام شد. برای حداقل رساندن چرخش میان مهرهای و بهبود پایداری ستون فقرات تحت فشار در حالی که فاقد عضلات است، نیروی فشاری (بار پیرو^۲) که خط عمل آن در راستای انحنای ستون فقرات و از مرکز بدنه مهره عبور میکند، اعمال شده است [۳۳ و ۳۵]. این بار پیرو با استفاده از فنر تک جهته از پیش فشرده شده که بین دو مرکز بدنه مهره قرار گرفته، اعمال شده است [۳7]. بارگذاری در پنج حالت متفاوت فلکسشن^۳، اکستنشن^۴، خمش جانبی^۵ مرخش محوری² و بارگذاری ترکیبی (یکی از چهار حالت بارگذاری گفته شده به همراه بار پیرو) میباشد. اعمال بار به طور یکنواخت به صفحه انتهایی بالایی L1 صورت میپذیرد. صفحه انتهایی پایینی L۵ نیز به صورت کامل (بدون حرکت در هر شش جهت) ثابت میباشد.

از آنجایی که در ادامه این مقاله، نتایج مدل جزء حرکتی L۴–L۵ با نتایج موجود در منابع مقایسه شده است، ذکر این نکته ضروری به نظر میرسد که در این پژوهش، همانطور که پیشتر نیز بیان شد، یک مدل از قسمت کمری ستون فقرات شامل مهرههای L۱ تا L۵ توسعه داده شده است که هندسه آن بر اساس دادههای هندسی یک فرد مذکر ۲۶ ساله سالم میباشد و متفاوت از هندسه نمونههای درون کشتگاهی و مدلهای سایر مطالعات است که مسلما میزان تفاوتها و شباهتهای هندسی قابل بررسی نیست. مدل جزء حرکتی L۴-L۵ نیز مدل جدید یا متفاوتی از مدل اصلی ناحیه كمرى L1-L4 نيست؛ بلكه دقيقا همان مدل ستون فقرات كمرى L1-L۵ می باشد که مهرههای L۱ تا L۳ و دیسکهای مرتبط با این مهرهها حذف شده است. هر دو مدل اصلی ستون فقرات کمری L۱–L۵ و جزء حرکتی L۴-L۵ دارای شرایط مرزی تکیهگاهی گیردار در صفحه پایینی مهرهی L۵ هستند، که این شرایط مرزی دقیقا همان شرایط مرزی اعمال شده به نمونههای درون کشتگاهی و مدلهای سایر مطالعات میباشد. گشتاور اعمالی در مدل اصلی لومبار L۱-L۵ به مهره L۱ اعمال شده است و در جزء حرکتی L4-L۵ به مهره اعمال L۴ شده است که بارگذاری ای دقیقا مشابه با نمونههای درون کشتگاهی و مدلهای سایر مطالعات عددی میباشد. از آنجا که تحلیلهای بکاررفته هم استاتیکی می باشند، حتی اگر مهرههای L۱

4 Extension

¹ Abaqus

² Follower Load (FL)

³ Flexion

⁵ Lateral Bending

⁶ Axial Rotation



شکل ٤: چرخش میان مهرهای برای دیسک L4/L5 (محدوده دادههای آزمایشگاهی با نشانگر خطا در شکلها مشخص شده است) Fig. 4. Intervertebral rotation of L4/L5 disc only (The in-vitro data range is indicated by the error bar in the figures)

تا L۳ و دیسکهای مرتبط با این مهرهها حذف نمی شد، با اعمال گشتاور به مهره L۴ همان رفتار جزء حرکتی L۵–L4 بدست می آمد؛ اما برای بهبود کار آمدی محاسباتی قسمتهای اضافی حذف شدهاند.

۳- نتایج و بحث

از میان پارامترهای پاسخ ستون فقرات در برابر بارهای خارجی معمولا چرخش بین مهرهای و فشار میان دیسکی^۱ دو پارامتر تعیین کننده هستند. چرخش بین مهرهای، سینماتیک سیستم در حرکتهای ارادی و غیر ارادی را نشان میدهد و بیانگر پایداری سیستم ستون فقرات میباشد. فشار میان دیسکی، سینتیک سیستم در برابر بارهای خارجی را نشان میدهد و از آنجا که اندازه گیری نیروی تولید شده در هر مقطع از ستون فقرات تقریبا غیر عملی است، فشار میان دیسکی بیان کننده تقریبی و غیرمستقیم این نیروها میباشد. در ادامه، هم چرخش بین مهرهای و هم فشار میان دیسکی برای فقط دیسک بین مهرهای L۴/L۵ (فقط دیسک و بدون وجود رباطها و فستها) با در نظر گرفتن خصوصیات مادهای متفاوت برای دیسک (پنج مورد مطالعاتی) بررسی شده است. شرایط مورد بررسی این مطالعه عددی قابل مقایسه با گزارشات آزمایشگاهی درون کشتگاهی میباشد.

1 IntraDiscal Pressure (IDP)

L4/L5 چرخش میان مهرهای جزء حرکتی L4/L5

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

در شکل ۵ نتایج چرخش میان مهرهای بدست آمده برای جزء حرکتی L۴/L۵ و چهار حالت بارگذاری متفاوت، با دادههای آزمایشگاهی هوئر و همکارانش [۲۵] مقایسه شده است. دادههای مورد یک و دو کاملا در محدوده دادههای آزمایشگاهی قرار دارد. در این حالت نیز با افزایش سختی ماده زمینه دیسک، چرخش میان مهرهای کاهش مییابد و نهایتا برای موارد سه تا پنج کمتر از محدوده دادههای آزمایشگاهی می شود. میزان این کاهش در حالت بارگذاری فلکسشن حداکثر ۲/۵ درجه است. حداکثر کاهش در بارگذارهای اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری به ترتیب ۲/۱، ۲/۴



Fig. 5. Intervertebral rotation of L4/L5 intact

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

۳– ۲– فشار میان دیسکی

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

نقطه فشار در دو جهت متفاوت است [۳۷]. نتایج فشار میان دیسکی برای جزء حرکتی L۴–L۵ در حالت بارگذاری ترکیبی و بار پیرو به همراه مقایسه با نتایج مطالعات عددی پیشین [۳ و ۳۸] و دادههای آزمایشگاهی [۳۹] آورده شده است. در شکل ۶ مقادیر فشار میان دیسکی برای نیروی فشاری برابر با با افزایش نیروی فشاری، فشار میان دیسکی تقریبا به صورت خطی افزایش پیدا می کند. اگرچه مقادیر فشار میان دیسکی در تمامی موارد در محدوده پیدا می کند. اگرچه مقادیر فشار میان دیسکی در تمامی موارد در محدوده قرار می گیرند. همچنین نتایج نتایج وارد یک و دو در مرز پایینی نتایج آزمایشگاهی فشار در انتهای بار فشاری ۶/۶۰ و کمترین آن ۰۸/۰ مگاپاسکال است که به ترتیب مربوط به نمونه مطالعاتی پنجم و اول است.

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



شکل ٦: فشار میان دیسکی 24/L5 برای نیروی فشاری برابر با۱۰۰۰ نیوتن

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



IDP-L4/L5 (FL=400 N, Flx-Ext=12 N.m)

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

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

ترتیب ۰/۱۵ و ۰/۱ مگاپاسکال میباشد. این مقادیر در بارگذاری اکستنشن به ترتیب ۰/۱ و ۰/۰۸ میباشد.

قابل ذکر است که هندسه دیسک تاثیر بسزایی در مقایسه نتایج فشار میان دیسکی دارد. اگرچه میزان بار اعمالی یکسان است ولی بدلیل سطح مقطع متفاوت فشار میان دیسکی متفاوتی حاصل می شود. به همین دلیل

است که هم دادههای آزمایشگاهی پراکندگی زیادی دارند (شکلهای ۶ تا ۸) و هم نتایج مدلهای عددی قبلی (شکل ۶). لذا نتایج بدست آمده از مدل حاضر نیز بطور نسبی قابل قبول است.

نکته قابل توجه این است که تاثیر سختی دیسک بر روی چرخش میان مهرهای معکوس تاثیر آن بر فشار میان دیسکی میباشد. بطوریکه



شکل ۸: فشار میان دیسکی 24/L5 برای بارگذاری ترکیبی ، بار پیرو بعلاوه خمش جانبی یا چرخش محوری

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



شکل ۹: چرخش L1/L5 ستون فقرات کمری در فلکسشن و اکستنشن

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

بدست آوردن خواص فیبرهای کلاژنی چه به لحاظ هندسی و چه به لحاظ خواص ماده به آسانی خواص ماده زمینه دیسک نیست. شاید بتوان با کاهش سختی فیبرهای کلاژنی، چرخش میان مهرهای را به دادههای آزمایشگاهی نزدیکتر کرد و همزمان با آن، با افزایش سختی ماده زمینه دیسک فشار میان دیسکی را نیز به دادههای آزمایشگاهی نزدیکتر نمود. نتایج مطالعات قبلی نیز تایید کننده این مطلب است که زاویه فیبرهای کلاژنی و چگونگی با افزایش سختی دیسک، چرخش میان مهرهای کمتر شده درحالی که فشار میان دیسکی بیشتر میشود که به لحاظ مکانیکی قابل انتظار میباشد. این اثر معکوس شرایط را برای رسیدن به حالت بهینه و مطلوب خواص دیسک پیچیده می کند. به نظر می رسد که سختی ماده زمینه دیسک به تنهایی پارامتر کافی برای رسیدن به این شرایط نیست و تاثیر فیبرهای کلاژنی نیز باید در این سیستم بطور همزمان در نظر گرفته شود. اگرچه



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

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

۳–۳– فشار میان دیسکی و چرخش میان مهرهای 1/L5

دادههای آزمایشگاهی برای تمام ستون فقرات کمری (L۱/L۵) کمتر قابل دسترس است. محدوده نتایج مطالعات عددی قبلی از پژوهش دریشف و همکارانش [۳۱] و دادههای آزمایشگاهی از پژوهش روهمن و همکارانش [۳] گرفته شده است. نتایج بارگذاری فلکسشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری به میزان ۷/۵ نیوتون متر برای تمام ستون فقرات کمری (L1/L۵) به دست آمده است. در شکل ۹ محدوده حرکتی برای بارگذاری فلکسشن و اکستنشن نمایش داده شده است. در حالت بارگذاری فلکسشن، اختلاف مورد پنجم نسبت به اول در حدود ۵۵ درصد است در صورتیکه این اختلاف در بارگذاری اکستنشن ۴۴ درصد میباشد. در شکل ۱۰ نیز محدوده حرکتی ستون فقرات کمری در حالت بارگذاری فرخش محوری و این اختلاف در بارگذاری اکستنشن ۴۴ درصد میباشد. در شکل ۱۰ نیز محدوده حرکتی ستون فقرات کمری در حالت بارگذاری چرخش محوری و نیز نتایج مطالعات محدوده مرکتی ستون و همکارانش [۳۱] و دادههای آزمایشگاهی از پژوهش روهمن و همکارانش [۳۱] وجود دارد. در حالت خرش محوری

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

فشار میان دیسکی برای هر چهار دیسک ستون فقرات کمری در انتهای بارگذاری در شکلهای ۱۱ تا ۱۴ نشان داده شده است. از نمودارهای شکلهای ۱۱ تا ۱۴ مشخص است که فشار میان دیسکی در هر چهار حالت بارگذاری، بیشترین مقدار را در دیسک ۲۰/۱۲ دارا میباشد. همانطور که قبلا نیز اشاره شد در یک بارگذاری مشخص، هندسه دیسک در فشار میان دیسکی تاثیر بسزایی دارد. در مدل حاضر نیز سطح مقطع دیسک ۲/۱۲ کوچکتر از سایر دیسکها است (سطح مقطع دیسکهای ۲۰/۱۲، ۲۰/۱۲ کوچکتر از سایر دیسکها است (سطح مقطع دیسک های ۲۰/۱۲ میلیمتر مربع کوچکتر از سایر دیسکها است (سطح مقطع دیسک های ۲۰/۱۲ میلیمتر مربع میباشد) در نتیجه منطقی است که میزان فشار میان دیسکی در این دیسک بالاتر باشد. اگرچه پارامترهای دیگری نیز در این فرایند موثر هستند. بطور

¹ CT-Scan



Fig. 11. Intradiscal pressure of lumbar spine in flexion



Fig. 12. Intradiscal pressure of lumbar spine in extension

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

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

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

٤- نتیجه گیری

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



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



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

مختلف خواص دیسک خود را طوری انتخاب کردهاند که اعتبار آنها با توجه به دادههای واقعی و آزمایشگاهی حاصل شود. اما خواص دیسک یک مدل، لزوما برای یک مدل دیگر با هندسه و مشخصات متفاوت اعتباری را تضمین نمی کند. اتفاقا دلیل وجود خواص مختلف هم همین است (خواص مختلف هستند تا اعتبار در برابر دادههای واقعی صحت سنجی شود). نوآوری این تحقیق نوع اثرات خواص دیسک در رفتار مدل میباشد که در این پژوهش هستند در حالیکه پاسخهای آنها همه در طیف معتبر است. سوال بوجود آمده این بود که چرا ۸ مدل با شرایط مرزی و بارگذاری دقیقا یکسان اما با خواص متفاوت همه پاسخهایی را ارائه میکنند که در مقایسه با داده های واقعی اعتبار دارند؟ آیا اگر مدل جدیدی تولید شود و بطور دلخواه و تصادفی از هر یک از خواص ۸ مدل معتبر استفاده کند، به پاسخ معتبری خواهد رسید؟ جواب حاصل شده "خیر" است. ما به این نتیجه رسیدیم که مدلهای

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

 با تغییر خواص دیسک محدوده حرکتی ستون فقرات را به اندازه زیادی در بارگذاریهای متفاوت میتوان تغییر داد که این عمل در ساخت دیسکهای مصنوعی برای بیماران مختلف کمک بسیاری میکند.

 با افزایش ضرایب ماده هایپرالاستیک تشکیل دهنده دیسک، میزان چرخش میان مهرهای در هر حالت بارگذاری کاهش مییابد.

تحت بارگذاری ترکیبی جزء حرکتی L⁶-L۵، میزان فشار میان دیسکی
 دارای یک روند کاهشی با افزایش ضرایب هایپرالاستیک از نمونه مطالعاتی
 اول به ینجم است.

 در حالت بارگذاری ترکیبی برای یک نمونه مطالعاتی مشخص، بیشترین فشار میان دیسکی در حالت بارگذاری فلکسشن رخ میدهد.

 با بررسی همزمان نتایج چرخش میان مهرهای و فشار میان دیسکی و مقایسه آنها با دادههای آزمایشگاهی، خواص دیسک مورد یک و دو (جدول ۲) همخوانی بهتری را نشان میدهد.

• با توجه به محدودیتهایی که در مدل حاضر وجود دارد (بطور مثال هندسه مدل مختص یک شخص مشخص است که بیانگر کل جامعه نیست و دیگر اینکه خواص سایر اجزاء یکسان در نظر گرفته شدهاند.) نمی توان نتایج این مطالعه را به همه مطالعات بسط داد. بعلاوه، خواص و ترکیب فیبرهای کلاژنی نیز در سیستم مکانیکی دیسک بسیار موثر هستند که در مطالعات آینده می توان به آنها پرداخت.

منابع

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

- [17] A. Rohlmann, T. Zander, H. Schmidt, H.-J. Wilke, G. Bergmann, Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method, Journal of biomechanics, 39(13) (2006) 2484-2490.
- [18] S. Kumaresan, N. Yoganandan, F.A. Pintar, Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study, Clinical Biomechanics, 14(1) (1999) 41-53.
- [19] T.H. Smit, The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra, Shaker Verlag, 1996.
- [20] U.M. Ayturk, C.M. Puttlitz, Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 14(8) (2011) 695-705.
- [21] M. El-Rich, P.-J. Arnoux, E. Wagnac, C. Brunet, C.-E. Aubin, Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions, Journal of biomechanics, 42(9) (2009) 1252-1262.
- [22] H. Schmidt, A. Kettler, F. Heuer, U. Simon, L. Claes, H.-J. Wilke, Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading, Spine, 32(7) (2007) 748-755.
- [23] H. Schmidt, F. Heuer, J. Drumm, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment, Clinical biomechanics, 22(4) (2007) 377-384.
- [24] C. Breau, A. Shirazi-Adl, J. De Guise, Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images—a three-dimensional finite element mesh generation, Annals of biomedical engineering, 19(3) (1991) 291-302.
- [25] F. Heuer, H. Schmidt, Z. Klezl, L. Claes, H.-J. Wilke,

Segment Subjected to Axial Compressive Loads, Spine, 20(6) (1995) 689-698.

- [9] A. Shirazi-Adl, A.M. Ahmed, S.C. Shrivastava, Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression, Spine, 11(9) (1986) 914-927.
- [10] N. Oreskes, K. Shrader-Frechette, K. Belitz, Verification, validation, and confirmation of numerical models in the earth sciences, Science, 263(5147) (1994) 641-646.
- [11] M. Viceconti, S. Olsen, L.-P. Nolte, K. Burton, Extracting clinically relevant data from finite element simulations, Clinical Biomechanics, 20(5) (2005) 451-454.
- [12] J.R. Meakin, Replacing the nucleus pulposus of the intervertebral disk: prediction of suitable properties of a replacement material using finite element analysis, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 12(3) (2001) 207-213.
- [13] A. Rao, G. Dumas, Influence of material properties on the mechanical behaviour of the L5-S1 intervertebral disc in compression: a nonlinear finite element study, Journal of biomedical engineering, 13(2) (1991) 139-151.
- [14] N. Yoganandan, S. Kumaresan, L. Voo, F. Pintar, Finite element model of the human lower cervical spine: parametric analysis of the C4-C6 unit, Journal of biomechanical engineering, 119(1) (1997) 87-92.
- [15] J.T.-M. Cheung, M. Zhang, D.H.-K. Chow, Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study, Clinical Biomechanics, 18(9) (2003) 790-799.
- [16] M. Fagan, S. Julian, D. Siddall, A. Mohsen, Patientspecific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc—a material sensitivity study, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 216(5) (2002) 299-314.

model of a human lumbar annulus fibrosus, Clinical Biomechanics, 21(4) (2006) 337-344.

- [33] E. Wagnac, P.-J. Arnoux, A. Garo, M. El-Rich, C.-E. Aubin, Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads, Journal of biomechanical engineering, 133(10) (2011) 101007.
- [34] R.W. Fry, T.F. Alamin, L.I. Voronov, L.C. Fielding, A.J. Ghanayem, A. Parikh, G. Carandang, B.W. Mcintosh, R.M. Havey, A.G. Patwardhan, Compressive preload reduces segmental flexion instability after progressive destabilization of the lumbar spine, Spine, 39(2) (2014) E74-E81.
- [35] S.M. Renner, R.N. Natarajan, A.G. Patwardhan, R.M. Havey, L.I. Voronov, B.Y. Guo, G.B. Andersson, H.S. An, Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine, Journal of Biomechanics, 40(6) (2007) 1326-1332.
- [36] S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, G. Kawchuk, S. Adeeb, M. El-Rich, Investigation of lumbosacral spine anatomical variation effect on load-partitioning under follower load using geometrically personalized finite element model, in: Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE), Anonymous, 2014.
- [37] K. Sato, S. Kikuchi, T. Yonezawa, In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems, Spine, 24(23) (1999) 2468.
- [38] H.-J. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, L. Claes, Intradiscal pressure together with anthropometric data-a data set for the validation of models, Clinical Biomechanics, 16 (2001) S111-S126.
- [39] P. Brinckmann, H. Grootenboer, Change of Disc Height, Radial Disc Bulge, and Intradiscal Pressure From

Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle, Journal of biomechanics, 40(2) (2007) 271-280.

- [26] A. Schultz, D. Warwick, M. Berkson, A. Nachemson, Mechanical properties of human lumbar spine motion segments, J Biomech Eng, 101 (1979) 46-52.
- [27] A. Rohlmann, L. Bauer, T. Zander, G. Bergmann, H.-J. Wilke, Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data, Journal of Biomechanics, 39(6) (2006) 981-989.
- [28] K. Goto, N. Tajima, E. Chosa, K. Totoribe, S. Kubo, H. Kuroki, T. Arai, Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels (three-dimensional finite element analysis), Journal of Orthopaedic Science, 8(4) (2003) 577-584.
- [29] W.M. Park, K. Kim, Y.H. Kim, Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine, Computers in biology and medicine, 43(9) (2013) 1234-1240.
- [30] S.-L. Shih, C.-L. Liu, L.-Y. Huang, C.-H. Huang, C.-S. Chen, Effects of cord pretension and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression-a finite element study, BMC musculoskeletal disorders, 14(1) (2013) 191.
- [31] M. Dreischarf, T. Zander, A. Shirazi-Adl, C. Puttlitz, C. Adam, C. Chen, V. Goel, A. Kiapour, Y. Kim, K. Labus, Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together, Journal of biomechanics, 47(8) (2014) 1757-1766.
- [32] H. Schmidt, F. Heuer, U. Simon, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, H.-J. Wilke, Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element

713-720.

[41] S. Naserkhaki, J.L. Jaremko, S. Adeeb, M. El-Rich, On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: finite element study, Journal of biomechanics, 49(6) (2016) 974-982. Discectomy An in Vitro Investigation on Human Lumbar Discs, Spine, 16(6) (1991) 641-646.

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