

Assessing Time-Dependent Response of Intact and Degenerated Cervical Intervertebral Discs by Employing a Poroviscoelastic Model based on Experimental Relaxation Data

Mosayebi, Mahdieh¹ / Mojra, Afsaneh^{2*}

¹ - M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2019.90503.1380

Received: 22 June 2018

Revised: 20/8/2018-22/10/2018-26/12/2018-23/1/2019-5/2/2019

Accepted: 12 February 2019

KEYWORDS

*Intervertebral Disc
Relaxation Test
Poroviscoelastic Model
Disc Degeneration
Finite Element Method*

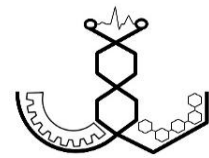
ABSTRACT

Intervertebral disc (IVD) provides flexibility and shock absorption for the spine in the load transmission procedure. Disc degeneration may occur as a result of aging and inappropriate types of loading. Assessing biomechanical parameters of intact IVD in comparison to the degenerated disc with different grades of degeneration can facilitate the detection procedure and planning for suitable therapeutic treatment. In the present study, a real three-dimensional model of cervical IVD (C_5-C_6) with adjacent vertebrae is constructed by using computed tomography (CT-scan) images. In order to accurately define mechanical properties, the disc and the vertebrae are modelled as poroviscoelastic and poroelastic materials, respectively. A porous medium approach is adopted to consider the considerable water content of both media alongside the solid matrix. For the solid phase of the IVD, the related viscoelastic parameters are extracted from an experimental test on a sheep lumbar intervertebral disc and stress vs. time data are fitted to the generalized Maxwell model with two Maxwell arms. By employing the finite element method, time-dependent response of the intact IVD and three different levels of the degenerated IVD (mild, moderate and severe) are studied in a relaxation test. Results indicate that during relaxation procedure, intradiscal fluid velocity decreases as a result of disc degeneration. This may oppositely affect the flexibility of IVD in the load bearing. It is also observed that stress relaxation of the severe degenerated IVD almost increases up to 16% relative to the intact IVD. Assessing the amount of disc bulging under load application shows enhancement for the degenerated disc compared to the intact disc.

*Corresponding Author

Address	Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	1999143344	Tel	+98-21-84063274
E-Mail	mojra@kntu.ac.ir	Fax	+98-21-88674748





بررسی پاسخ وابسته به زمان دیسک‌های بین مهره‌ای سالم و دژنره‌شده‌ی ناحیه‌ی گردنی با استفاده از مدل پوروویسکوالاستیک و داده‌های تست تجربی ریلکسیشن

مسیبی، مهدیه^۱ / مجری، افسانه^{۲*}

^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، گروه تبدیل انرژی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
^۲ - استادیار، گروه تبدیل انرژی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2019.90503.1380

ثبت در سامانه: ۳۱ تیر ۱۳۹۷ بازنگری: ۱۳۹۷/۵/۲۹ - ۱۳۹۷/۷/۳۰ - ۱۳۹۷/۱۰/۵ - ۱۳۹۷/۱۱/۳ - ۱۳۹۷/۱۱/۱۶ - ۱۳۹۷/۱۱/۱۶ پذیرش: ۲۳ بهمن ۱۳۹۷

واژه‌های کلیدی	چکیده
دیسک بین مهره‌ای تست ریلکسیشن مدل پوروویسکوالاستیک انحطاط دیسک روش المان محدود	<p>در ستون فقرات، دیسک‌های بین مهره‌ای نقش انعطاف‌پذیری، انتقال بار و استهلاک انرژی در ضربات ناشی از بارگذاری را بر عهده دارند. افزایش سن و اعمال بارگذاری‌های نامناسب منجر به انحطاط (دژنره شدن) دیسک‌های بین مهره‌ای می‌شود. بررسی پارامترهای بیومکانیکی دیسک سالم و دژنره‌شده در سطوح مختلف جهت کشف مکانیزم‌های مربوط به دژنره شدن دیسک و یافتن راه‌کارهای درمانی موثر از اهمیت بالایی برخوردار است. در این پژوهش، یک دیسک بین مهره‌ای ناحیه‌ی گردنی ستون فقرات به همراه دو مهره‌ی مجاور آن (C_6 و C_5) با استفاده از روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای (سی‌تی اسکن) به یک مدل سه‌بعدی دقیق تبدیل شده است. برای تعریف دقیق خواص بیومکانیکی دیسک و مهره‌ها از دو مدل پوروویسکوالاستیک و پورووالاستیک استفاده شده است. در این دو مدل، ساختار دیسک و مهره به صورت متخلخل در نظر گرفته شده و هم‌چنین خواص ماتریس جامد دیسک و مهره و جریان سیال (آب) درون آن‌ها به عنوان یک عامل اساسی در عمل کردن ستون مهره‌ها نیز مد نظر قرار داده شده است. خاصیت ویسکوالاستیک فاز جامد دیسک با استفاده از تست آزمایشگاهی ریلکسیشن (آسودگی از تنش) روی نمونه‌ی دیسک گوسفندی و برازش داده‌های تنش بر حسب زمان، به مدل عمومی ماکسول دوشاخه‌ای استخراج گردیده است. پاسخ‌های وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای سالم و دیسک‌های دژنره‌شده در سه سطح مختلف (خفیف، متوسط و شدید) در بارگذاری ریلکسیشن، با استفاده از روش المان محدود مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهند که در فرایند ریلکسیشن، با افزایش میزان دژنره شدن دیسک، سرعت جریان سیال درون آن کاهش یافته و این امر منجر به کاهش انعطاف‌پذیری دیسک تحت بارگذاری می‌گردد. هم‌چنین با بررسی نتایج مشاهده می‌شود که تنش ریلکسیشن دیسک دژنره‌شده‌ی سطح ۳ (شدید) نسبت به دیسک بین مهره‌ای سالم تا حدود ۱۶٪ افزایش یافته است. بررسی میزان بیرون‌زدگی دیسک‌های دژنره‌شده و دیسک سالم تحت بارگذاری، نشان می‌دهد که با افزایش میزان دژنره شدن دیسک، میزان بیرون‌زدگی آن نیز افزایش می‌یابد.</p>

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی	گروه تبدیل انرژی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران
کد پستی	۱۹۹۹۱۴۳۳۴
پست الکترونیک	mojra@kntu.ac.ir
تلفن	+۹۸-۲۱-۸۴۰۶۳۲۷۴
دورنگار	+۹۸-۲۱-۸۸۶۷۴۷۴۸



۱- مقدمه

کمر درد یکی از رایج‌ترین و پرهزینه‌ترین بیماری‌های اسکلتی عضلانی می‌باشد [۱]. یکی از مهم‌ترین دلایل ایجاد کمر درد، آسیب دیدن دیسک بین مهره‌ای است که وسیع‌ترین ناحیه‌ی بدون رگ در بدن می‌باشد [۲]. از این رو فرایند ترمیم دیسک آسیب دیده بسیار طولانی است. شناسایی رفتار بیومکانیکی دیسک در انتقال بار، تاثیر به سزایی در جلوگیری از آسیب دیدگی آن داشته و به درمان دیسک آسیب دیده کمک می‌کند. دیسک بین مهره‌ای دارای ساختاری غضروفی بوده، دو مهره‌ی مجاور در ستون فقرات را به یکدیگر متصل کرده و امکان انعطاف‌پذیری در حرکت ستون فقرات و انتقال بار بین مهره‌ها را فراهم می‌سازد. دیسک بین مهره‌ای از سه قسمت اصلی هسته‌ی ژلاتینی (نوکلئوس پالپوس^۱)، لایه‌های حلقوی فیبری (آنولوس^۲) و صفحه‌های انتهایی^۳ غضروفی تشکیل شده است. نقش مکانیکی هسته‌ی ژلاتینی، مقاومت در برابر توزیع بارهای فشاری در طول ستون فقرات است، در حالی که نقش اصلی لایه‌های حلقوی فیبری، مقاومت در برابر کشش می‌باشد [۳]. وجود نوکلئوس مانع از تمرکز تنش در مهره شده و از آسیب دیدن ستون فقرات در اثر اعمال ضربه جلوگیری می‌کند. آب و مواد غذایی از طریق روزنه‌های کوچک موجود در صفحه‌های غضروفی انتهایی دیسک، وارد دیسک می‌شوند [۴]. تحقیقات زیادی در زمینه‌ی شناسایی رفتار بیومکانیکی دیسک بین مهره‌ای به صورت *in vivo* و *in vitro* انجام شده است اما به دلیل محدودیت در اعمال بار و عدم اندازه‌گیری دقیق در تست‌های *in vivo* و نیز هزینه‌ی بالا، تنوع زیاد نمونه‌ها و آسیب اجتناب‌ناپذیر نمونه‌ها در تست‌های *in vitro*، شناسایی رفتار دیسک تحت بارگذاری‌های پیچیده و متنوع امکان‌پذیر نمی‌باشد [۵-۸]. روش المان محدود به دلیل قابلیت تکرارپذیری بالا یک روش مناسب برای اندازه‌گیری پاسخ دیسک بین مهره‌ای (دیسک سالم و دژنره‌شده^۴) به بارگذاری‌های مختلف می‌باشد [۸]. در شبیه‌سازی با روش المان محدود، تعریف و تعیین دقیق خواص مکانیکی از اهمیت بالایی برخوردار است. در مطالعات پیشین، دیسک بین مهره‌ای به صورت یک ماده‌ی الاستیک، هایپرالاستیک و ویسکوالاستیک مدل‌سازی شده است [۹-۱۱]. هر چند مدل هایپرالاستیک ارتباط غیرخطی میان تنش و کرنش را لحاظ کرده و مدل ویسکوالاستیک ارتباط تابع تنش و کرنش را بر حسب زمان در

نظر می‌گیرد، اما در این مدل‌ها دیسک به صورت یک ساختار کاملاً جامد در نظر گرفته شده است. مطالعات اخیر نشان می‌دهند که دیسک بین مهره‌ای شامل مقدار قابل توجهی آب بوده که قابلیت جذب ضربات وارد بر مهره‌ها را توجیه می‌نماید. از این رو ساختار دیسک علاوه بر فاز جامد، به صورت یک محیط متخلخل بوده و شامل حفره‌هایی است که با حجم زیادی از سیال (آب) اشباع شده است. مدل پوروالاستیک، مدل مناسبی برای مدل‌سازی فاز جامد، فاز سیال و تاثیر این دو فاز روی یکدیگر به شمار می‌رود.

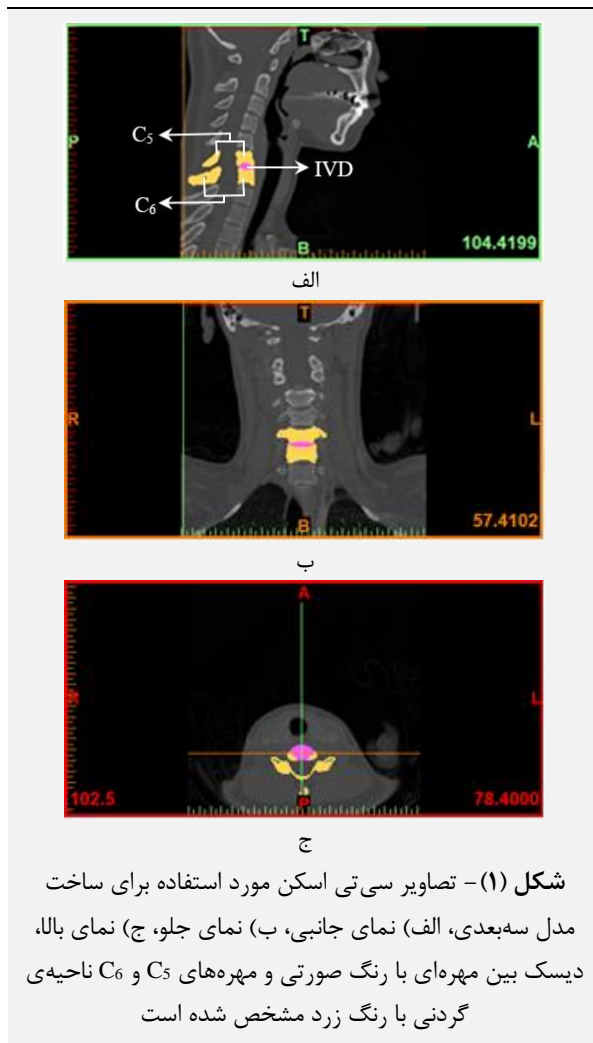
در بسیاری از مطالعات اخیر، پاسخ دقیق ناحیه‌ی کمری ستون فقرات به بارگذاری‌های پیچیده، با استفاده از مدل پوروالاستیک محاسبه شده است [۱۲-۱۵]. اشمیت و هم‌کارانش [۱۴] با استفاده از روش المان محدود و مدل پوروالاستیک غیرخطی، پاسخ ناحیه‌ی کمری ستون فقرات به بارگذاری-باربرداری‌های متعدد هنگام فعالیت‌های روزانه را به دست آوردند. در این پژوهش، تورم^۵ دیسک با اعمال شرط مرزی فشار روی تمام سطوح خارجی در نظر گرفته شده است. در برخی از تحقیقات با استفاده از مدل پوروالاستیک سه‌بعدی به بررسی تاثیر گرادیان فشار اسمزی بر فشار هیدرواستاتیک داخل دیسک، ارتفاع دیسک و حجم آب درون هسته‌ی ژلاتینی و لایه‌های حلقوی فیبری دیسک پرداخته شده است [۱۶، ۱۷]. نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که مقدار آب درون دیسک، به طور مداوم متناسب با نوع بارگذاری، زاویه‌ی قرارگیری بدن و فشار اسمز درون دیسک تغییر می‌کند [۱۸، ۱۹].

در مطالعات بعدی، رفتار مکانیکی فاز جامد با در نظر گرفتن مدل ویسکوالاستیک اصلاح‌شده مورد بررسی قرار گرفته است. ولیسکوا و هم‌کارانش [۲۰] با در نظر گرفتن مدل اسموپوروالاستیک برای دیسک و با استفاده از روش المان محدود، پاسخ دیسک را تحت بارگذاری فشاری چرخه‌ای^۶ بررسی کردند. از دست دادن آب و تغییرات ارتفاع دیسک در اثر اعمال بار فشاری و چرخه‌ای، در بسیاری از مطالعات مورد بررسی قرار گرفته است [۲۱-۲۵]. در این تحقیقات مشاهده شده است که افزایش میزان بارگذاری فشاری و تکرار زیاد حرکت‌های نوسانی، در مدت طول زمان منجر به تغییر ارتفاع، خروج آب و در نهایت پارگی و فتق دیسک می‌شود.

تحقیقات نشان می‌دهند که حدود یک‌سوم از افراد بزرگ‌سال از بیماری دژنره شدن دیسک رنج می‌برند [۲۶]. ضربه‌های

^۱ Disc Degeneration^۵ Swelling^۶ Cyclic^۱ Nucleus Pulposus^۲ Annulus Fibrosus^۳ Endplates

تصویر سی‌تی اسکن به صورت سه‌بعدی مدل‌سازی شده است (شکل ۱). تصاویر سی‌تی اسکن از یک زن ۲۶ ساله و بر اساس رضایت‌نامه‌ی هلسینکی گرفته شده است. این تصاویر در بخش رادیولوژی بیمارستان امیراعلم (تهران، ایران) با استفاده از روش مقطع‌نگاری رایانه‌ای توسط دستگاه اسکنر زیمنس^۱، تصویربرداری شده است. این تصاویر شامل ۲۸۶ عکس بوده و مربوط به ناحیه‌ی گردنی ستون فقرات می‌باشند (شکل ۱).



مدل سه‌بعدی دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی مجاور آن با وارد کردن تصاویر سی‌تی در نرم‌افزار مدیکال میمیکس (نسخه‌ی ۱۹) به دست آمده است. سپس سطوح هندسه‌ی به دست آمده، با استفاده از نرم‌افزار تریماتیک مدیکال (نسخه‌ی ۱۱) اصلاح شده تا امکان شبکه‌بندی هندسه‌ی پیچیده‌ی آن فراهم شود. برای انجام آنالیزهای مکانیکی روی مدل به دست آمده، از نرم‌افزار کامسول مالتی‌فیزیک (نسخه‌ی ۵،۳) استفاده شده است (شکل ۲). لازم به ذکر است که نرم‌افزار کامسول مساله‌ی مورد بررسی را با استفاده از روش ضمنی حل می‌کند.

ناگهانی و بارگذاری‌های نامناسب در طولانی مدت موجب دژنره شدن دیسک بین مهره‌ای می‌شوند [۲۷-۲۹]. دژنره شدن دیسک شامل تغییر هندسه‌ی بیرونی و تغییر مواد داخلی می‌باشد [۲۷]. تغییر هندسه‌ی بیرونی دیسک شامل کاهش ارتفاع دیسک و از بین رفتن مرز بین هسته‌ی ژلاتینی و لایه‌های حلقوی فیبری بوده [۳۰، ۳۱] و تغییر مواد داخلی دیسک شامل افزایش سختی هسته‌ی ژلاتینی، کاهش آب درون دیسک و تغییر نفوذپذیری دیسک می‌باشد [۳۲، ۳۳]. تحقیقات زیادی در راستای بررسی تغییرات پاسخ مکانیکی دیسک دژنره‌شده نسبت به دیسک سالم انجام شده است [۳۴، ۳۵]. نتایج به دست آمده از این تحقیقات نشان می‌دهد که با افزایش میزان دژنره شدن، میزان جابه‌جایی محوری و مقدار کلی خروج سیال از دیسک کاهش می‌یابد. نیکخو و هم‌کارانش [۸] با در نظر گرفتن یک مدل پورووالاستیک سه‌بعدی متقارن استوانه‌ای برای دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی مجاور آن، تاثیر تغییرات خواص ماده‌ی پورووالاستیک بر پاسخ‌های وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای در اثر بارگذاری‌های خزشی و دینامیک چرخه‌ای را مورد بررسی قرار دادند. مکوانا و هم‌کارانش [۳۶] با استفاده از روش المان محدود، یک نوع بارگذاری چرخه‌ای را به مدل سه‌بعدی دیسک بین مهره‌ای ناحیه‌ی گردنی ستون فقرات اعمال کرده و نتایج خود را با داده‌های تجربی موجود مقایسه نمودند. آن‌ها توانستند با در نظر گرفتن کاهش ارتفاع دیسک و کاهش مقدار آب درون آن، تعداد سیکل‌های بارگذاری که منجر به آسیب دیسک می‌شود را پیش‌بینی نمایند.

در تحقیق حاضر، دیسک بین مهره‌ای و مهره‌های مجاور آن به ترتیب به صورت مواد پوروویسکوالاستیک و پورووالاستیک مدل‌سازی شده‌اند. بدین منظور دیسک بین مهره‌های C₅ و C₆ ناحیه‌ی گردنی، با استفاده از تصویر سی‌تی اسکن مربوط به یک زن ۲۶ ساله، به صورت واقعی و سه‌بعدی مدل‌سازی شده است. برای تعریف دقیق خواص ویسکوالاستیک دیسک بین مهره‌ای، تست ریلکسیشن^۱ روی یک دیسک طبیعی در شرایط *in vitro* انجام شده است. پاسخ‌های دینامیکی وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای شامل توزیع تنش، توزیع سرعت و میزان بیرون‌زدگی دیسک مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی دیسک بین مهره‌ای و مهره‌ها

در این پژوهش، هندسه‌ی مهره‌های پنجم (C₅) و ششم (C₆) ناحیه‌ی گردنی ستون فقرات و دیسک بین آن‌ها با استفاده از

^۱ Emotion 16

^۱ Relaxation Test

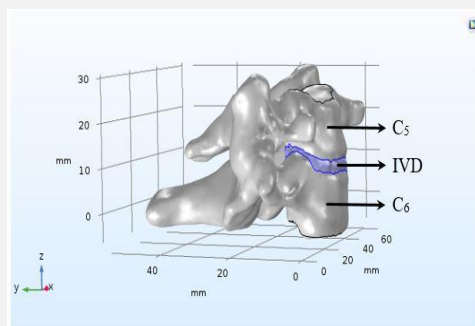
مجموع دیسک و مهره‌ها برابر با ۲/۸ cm می‌باشد. تعداد نمونه‌ها برابر با یک بوده که از آن صرفاً برای استخراج خواص مکانیکی نمونه‌ی واقعی استفاده شده است. جهت بررسی ویژگی تکرارپذیری، تست ریلکسیشن چهار مرتبه روی نمونه انجام شده است. لازم به ذکر است که اختلاف نتایج به دست آمده با یک‌دیگر کمتر از ۱٪ بوده و به دلیل پایین بودن میزان خطا، میانگین داده‌های به دست آمده گزارش شده است.



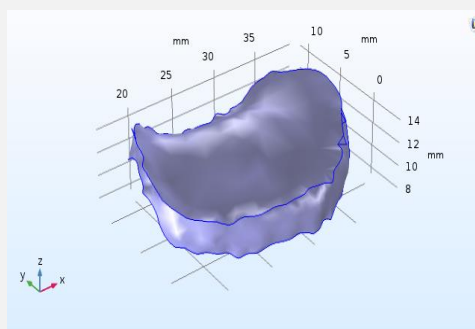
شکل (۳) - دستگاه تست دینامیکی مورد استفاده در تست ریلکسیشن

برای حفظ خواص بیومکانیکی، نمونه‌ی مورد نظر به مدت یک روز در دمای 20°C - نگهداری شده است. پیش از انجام آزمایش، دیسک در محلول سدیم کلراید ۰/۹٪ با دمای 25°C قرار داده شده تا دمای نمونه به دمای محیط برسد. سپس تست ریلکسیشن با اعمال جابه‌جایی 0.2 mm به مدت 300 s و با سرعت ثابت 5 mm/s انجام شده است. منحنی‌های جابه‌جایی اعمال شده در طول آزمایش و پاسخ وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای در تست ریلکسیشن به ترتیب در شکل‌های (۴-الف) و (۴-ب) ارائه شده است.

برای مدل‌سازی رفتار ویسکوالاستیک فاز جامد دیسک بین مهره‌ای، از مدل‌های فنر و دمپر خطی استفاده شده است. ذکر این نکته ضروری است که جابه‌جایی اعمال شده به سطح بالایی مهره برابر با 0.2 mm بوده که معادل با کرنش ۴٪ می‌باشد. به دلیل خاصیت ویسکوالاستیک دیسک، مقدار کرنش در داخل دیسک کاهش می‌یابد. این میزان از کرنش در کوتاه‌مدت (300 s) منجر به تغییر شکل‌های بزرگ نشده و در نتیجه نشان می‌دهد که استفاده از مدل خطی انتخاب مناسبی می‌باشد. مدل عمومی ماکسول (ویچرت) معروف‌ترین مدل فنر-دمپر



الف



ب

شکل (۲) - مدل سه‌بعدی مهره‌ی گردنی، (ب) دیسک بین مهره‌ای

۲-۲- استخراج خواص مکانیکی دیسک و مهره‌ها

دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی مجاور آن به ترتیب به صورت پوروویسکوالاستیک و پورووالاستیک مدل‌سازی شده‌اند. برای به دست آوردن خواص ویسکوالاستیک دیسک بین مهره‌ای از روش تست ریلکسیشن روی بافت زنده توسط دستگاه تست دینامیکی^۱ ژوئیک/روئل استفاده شده است (شکل ۳). در تست ریلکسیشن از دیسک بین مهره‌ای ناحیه‌ی کمری گوسفند استفاده شده که ارتفاع اولیه‌ی آن برابر با 5 mm است. شایان ذکر است که به دلیل عدم دسترسی به نمونه‌ی دیسک بین مهره‌ای انسان و با توجه به شباهت خواص مکانیکی بافت گوسفند و بافت بدن انسان، در انجام این تست از دیسک گوسفند استفاده شده است. هم‌چنین از خطای ناشی از تفاوت بارگذاری روی دیسک گوسفند و انسان نیز صرف نظر شده است. به منظور کاهش این خطا، خواص مکانیکی دیسک تحت تست ریلکسیشن تجربی به دست آمده که مشابه شرایط بارگذاری در مدل طراحی شده برای نمونه‌ی انسانی در نرم‌افزار کامسول می‌باشد.

در تست ریلکسیشن از دیسک و مهره‌ی طبیعی با ابعاد واقعی استفاده شده و هیچ برشی روی دیسک ایجاد نشده است. مساحت سطح مقطع دیسک تقریباً برابر با $3/08\text{ cm}^2$ و ارتفاع

^۱ Dynamic Testing Machine (DTM)

در رابطه‌ی (۱)، ε_1 ، σ_1 و $\dot{\varepsilon}_1$ به ترتیب بیان‌گر نرخ کرنش کلی در شاخه‌ی اول ماکسول، نرخ کرنش فنر و نرخ کرنش دمپر در آن شاخه می‌باشند. از آن‌جا که در یک شاخه‌ی ماکسول، تنش در فنر و دمپر با هم برابر است، می‌توان رابطه‌ی (۱) را به صورت زیر بازنویسی کرد [۳۷]:

$$\varepsilon_1 = \frac{\sigma_1}{k_1} + \frac{\sigma_1}{\eta_1} \quad (2)$$

در رابطه‌ی (۲)، σ_1 ، σ_1 ، k_1 و η_1 به ترتیب بیان‌گر تنش، نرخ تنش، ضریب فنر و ضریب دمپر در شاخه‌ی اول ماکسول می‌باشند. با اعمال عمل‌گر لاپلاس روی رابطه‌ی (۲) و ضرب آن در ثابت فنر، رابطه‌ی (۳) به دست می‌آید [۳۷]:

$$\sigma_1 = \frac{k_1 s}{s + \frac{1}{\tau_1}} \varepsilon_1 \quad \& \quad \tau_1 = \frac{\eta_1}{k_1} \quad (3)$$

در رابطه‌ی (۳)، τ_1 بیان‌گر ثابت زمانی ریلکسیشن شاخه‌ی اول ماکسول است. به همین ترتیب رابطه‌ی (۴) نیز برای تنش در بازوی دوم ماکسول به دست می‌آید [۳۷]:

$$\sigma_2 = \frac{k_2 s}{s + \frac{1}{\tau_2}} \varepsilon_2 \quad (4)$$

در رابطه‌ی (۴)، k_2 و τ_2 بیان‌گر ثابت فنر و ثابت زمانی ریلکسیشن شاخه‌ی دوم ماکسول هستند. تنش شاخه‌ی منفرد (تنها دارای یک فنر)، از رابطه‌ی (۵) به دست می‌آید [۳۷]:

$$\sigma_3 = k_e \varepsilon_3 \quad (5)$$

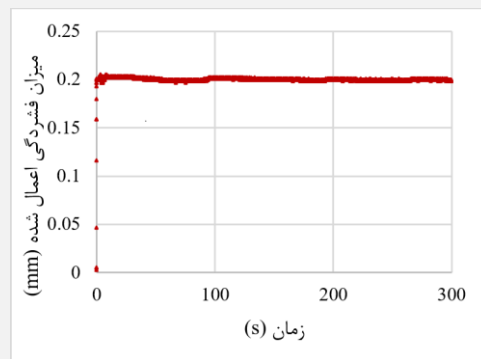
که در آن σ_3 و k_e به ترتیب بیان‌گر تنش شاخه‌ی منفرد و ثابت فنر آن شاخه می‌باشند. برای به دست آوردن رابطه‌ی کلی میان تنش و کرنش از رابطه‌ی (۶) استفاده می‌شود. این رابطه نشان می‌دهد که تنش کل مدل ماکسول برابر با مجموع تنش تمام شاخه‌های آن و کرنش کل برابر با کرنش هر شاخه است [۳۷].

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \quad \& \quad \varepsilon = \varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon_3 \quad (6)$$

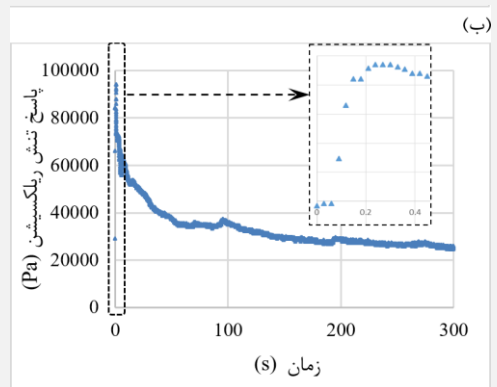
با جای‌گذاری روابط (۳-۵) در رابطه‌ی (۶)، رابطه‌ی (۷) به دست می‌آید [۳۷]:

$$\sigma = \left(k_e + \frac{k_1 s}{s + \frac{1}{\tau_1}} + \frac{k_2 s}{s + \frac{1}{\tau_2}} \right) \varepsilon \quad (7)$$

بوده که در آن فنر نماینده‌ی بخش الاستیک و دمپر بیان‌گر رفتار ویسکوز یک ساختار جامد می‌باشد. هر فنر و دمپر یک بازوی (شاخه‌ی) ماکسول را تشکیل می‌دهند. در این مقاله از مدل عمومی ماکسول دوشاخه‌ای استفاده شده است (شکل ۵). شایان ذکر است که دلیل انتخاب مدل ماکسول دوشاخه‌ی تعمیم‌یافته، هزینه‌ی محاسباتی پایین و دقت مناسب این روش نسبت به مدل‌هایی با تعداد شاخه‌های بیش‌تر می‌باشد.

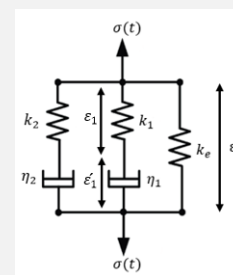


الف



ب

شکل (۴) - تست ریلکسیشن روی نمونه‌ی دیسک بین مهره‌ای، مقدار جابه‌جایی وارد شده به نمونه، (ب) پاسخ تنش ریلکسیشن دیسک



شکل (۵) - مدل ماکسول عمومی دوشاخه‌ای

برای استفاده از این مدل باید رابطه‌ی میان تنش و کرنش مشخص شود. طبق رابطه‌ی (۱) نرخ کرنش در هر شاخه برابر با مجموع نرخ کرنش فنر و دمپر در آن شاخه است [۳۷].

$$\dot{\varepsilon}_1 = \dot{\varepsilon}_1 + \dot{\varepsilon}_1 \quad (1)$$

پیروی شده است. از آن‌جا که یک سوم از سطح مقطع دیسک بین مهره‌های از هسته‌ی ژلاتینی و دوسوم آن از لایه‌های حلقوی فیبری تشکیل شده است [۳۶]، برای تعریف خواص مکانیکی دیسک بین مهره‌های، طبق رابطه‌ی (۱۱) برای خواص هسته و لایه‌های حلقوی، به ترتیب وزن‌های ۱ و ۲ در نظر گرفته شده است. در رابطه‌ی (۱۱)، β نشان‌دهنده‌ی هر خصوصیت دیسک بین مهره‌ای (شامل درصد تخلخل، نفوذپذیری و مدول الاستیسیته) می‌باشد.

$$\beta_{overall} = \frac{2\beta_{annulus}}{3} + \frac{\beta_{nucleus}}{3} \quad (11)$$

ذکر این نکته ضروری است که خواص دیسک شامل تخلخل، نفوذپذیری و مدول الاستیک، با کرنش اعمال شده در ارتباط هستند، اما در این پژوهش، از این ارتباط صرف نظر شده و خواص دیسک به صورت ثابت در نظر گرفته شده است. همچنین، مدل‌سازی دیسک به صورت لایه‌های مجزا شامل هسته و لایه‌های حلقوی، دقت نتایج را افزایش می‌دهد، اما در این مطالعه به دلیل افزایش قابل ملاحظه‌ی هزینه‌ی محاسباتی و با توجه به امکانات موجود، از این نوع مدل‌سازی صرف نظر شده است. ایده‌ی میانگین‌گیری هندسی خواص دیسک، از شیوه‌ی محاسبه‌ی خواص در محیط متخلخل بر اساس نسبت حجمی ماتریس جامد و حفره‌ها گرفته شده است.

چگالی دیسک‌های سالم و دژنره‌شده با استفاده از رابطه‌ی (۱۲) به دست آمده که در آن ρ ، ρ_s ، ρ_f و ϕ به ترتیب بیان‌گر چگالی دیسک بین مهره‌ای، چگالی ماتریس جامد، چگالی سیال (آب) و درصد تخلخل دیسک بین مهره‌ای می‌باشند [۳۸].

$$\rho = (1 - \phi) \rho_s + \phi \rho_f \quad (12)$$

در جدول (۲)، ضریب بایوت-ویلیس برای دیسک سالم و دژنره‌شده در سطوح مختلف، با توجه به رابطه‌ی (۱۳) به دست آمده که در آن α بیان‌گر ضریب بایوت-ویلیس است [۳۸].

$$\alpha = 0.5(\phi + 1) \quad (13)$$

ضریب بایوت-ویلیس نشان‌دهنده‌ی میزان فشردگی حفره‌ها به فشردگی توده‌ی ماده است. همچنین این ضریب نشان‌دهنده‌ی حجم سیال خارج شده از ماده به تغییر حجم کل ماده تحت بارگذاری در فشار ثابت سیال می‌باشد. لازم به ذکر است که ویسکوزیته‌ی دینامیکی دیسک برابر با ویسکوزیته‌ی دینامیکی آب در نظر گرفته شده، زیرا با توجه به درصد تخلخل دیسک، بیش‌تر حجم آن از آب تشکیل شده است.

شایان ذکر است که مقدار کرنش در تست ریلکسیشن، ثابت بوده و با ϵ_0 نمایش داده می‌شود. با جای‌گذاری ϵ_0 در رابطه‌ی (۷) و گرفتن لاپلاس معکوس از آن، رابطه‌ی میان تنش وابسته به زمان و کرنش برای ماکسول عمومی دوشاخه‌ای، به صورت زیر به دست می‌آید [۳۷]:

$$\sigma = (k_e + k_1 e^{-\frac{t}{\tau_1}} + k_2 e^{-\frac{t}{\tau_2}}) \epsilon_0 \quad (8)$$

با برازش منحنی پاسخ دیسک بین مهره‌ای در تست ریلکسیشن (شکل ۴-ب) با رابطه‌ی میان تنش وابسته به زمان و کرنش مدل ماکسول دوشاخه‌ای (رابطه‌ی ۸)، خواص ویسکوالاستیک دیسک به دست آمده که این خواص در جدول (۱) ارائه شده است. شایان ذکر است که برازش منحنی با استفاده از نرم‌افزار متلب نسخه‌ی R2017b انجام شده که در آن مقدار R^2 و RMSE به ترتیب برابر با ۰/۹۵۴۵ و ۰/۵۸۵ می‌باشد. نزدیک بودن مقدار ضریب رگرسیون (R^2) به ۱ و مقدار اندک خطای جذر مربعات (RMSE) نمایان‌گر کیفیت بالای فرایند برازش منحنی می‌باشند.

جدول (۱) - خواص ویسکوالاستیک دیسک، به دست آمده از

برازش منحنی با استفاده از مدل ماکسول دوشاخه‌ای

G_0 (KPa)	G_∞ (KPa)	τ_1 (s)	τ_2 (s)
۶۰۸/۱۱۷	۱۸۸/۳۱۲	۱۶۱	۱۶/۸۴

ضریب کرنش اولیه در تست ریلکسیشن در رابطه‌ی (۸)، مدول الاستیسیته‌ی ریلکسیشن نام داشته که در صورت همگن بودن نمونه‌ی مورد آزمایش، مقداری معادل سه برابر مقدار مدول برشی دارد [۳۷]. مدول برشی در ثانیه‌ی صفر (G_0) و در بی‌نهایت (G_∞) به ترتیب با استفاده از روابط (۹) و (۱۰) به دست می‌آیند [۳۷].

$$G_0 = \left(\frac{k_e + k_1 + k_2}{3} \right) \quad (9)$$

$$G_\infty = \frac{k_e}{3} \quad (10)$$

سایر خواص مکانیکی دیسک بین مهره‌ای سالم و دژنره‌شده (در سه سطح خفیف، متوسط و شدید) به همراه خواص مهره‌های مجاور آن که از آن‌ها در مدل‌سازی عددی استفاده شده است، در جدول (۲) قابل مشاهده هستند. لازم به ذکر است که دیسک دژنره‌شده دارای خواص مکانیکی متفاوتی نسبت به دیسک سالم بوده که این خواص برای حالت خفیف، از مرجع [۲۶] استخراج شده است. برای به دست آوردن خواص حالت متوسط و شدید، از روندی مشابه تغییر خواص از حالت سالم به خفیف



جدول (۲) - پارامترهای فیزیکی مورد استفاده در مدل‌سازی عددی

مرجع	C ₆ و C ₅	دژنره سطح ۳	دژنره سطح ۲	دژنره سطح ۱	دیسک سالم	خواص
[۲۶]	۰/۰۱۹۶۱	۰/۶۲۴۷	۰/۶۷۴۶	۰/۷۳۳۳	۰/۸۴۳۳	درصد تخلخل
[۲۶]	۱۰ ^{-۲۰}	۰/۸۸×۱۰ ^{-۱۶}	۱/۱×۱۰ ^{-۱۶}	۱/۴۷×۱۰ ^{-۱۶}	۲/۲×۱۰ ^{-۱۶}	نفوذپذیری هیدرولیکی (m ^۲ /N.s)
[۳۶]	۱۰۰۰۰	۲/۶۵۲	۲/۴۴۸	۲/۲۴۴	۲/۰۴	مدول الاستیسیته (MPa)
[۸]	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۱	نسبت پواسون
[۳۸]	۱۹۰۰	۱۰۵۸/۰۵	۱۰۵۰/۳۳	۱۰۴۱/۲۵	۱۰۲۴/۲۳۸	چگالی (kg/ m ^۳)
-	۰/۷۹۷۸	۰/۷۹۷۸	۰/۷۹۷۸	۰/۷۹۷۸	۰/۷۹۷۸	ویسکوزیته‌ی دینامیکی (Pa.s) (×۱۰ ^{-۳})
[۳۸]	۱	۰/۸۱۲	۰/۸۳۷	۰/۸۶۷	۰/۹۲۲	ضریب بایوت-ویلیس

داری، برینکمن و فورچ‌هایمر می‌باشد. از ترم برینکمن زمانی که شرط عدم لغزش حاکم باشد استفاده می‌شود [۴۰]. از آن‌جا که در این مساله، مقادیر سرعت در سطوح مرزی مهم و غیرصفر بوده و شرط استفاده از ترم برینکمن ارضا نمی‌شود، از این ترم صرف نظر شده است. ترم ویسکوز فورچ‌هایمر مربوط به درگ فرمی بوده که متناسب با ضریب اصطکاک است. از این ترم نیز به دلیل کوچک بودن آن در مقایسه با ترم داری صرف نظر می‌شود. بنابراین ترم داری ترم اصلی دیفیوژن ناشی از ویسکوزیته‌ی سیال در دیسک بین مهره‌های است. از این رو در حالت گذرا معادله‌ی برینکمن-فورچ‌هایمر ساده‌سازی شده و به صورت رابطه‌ی (۱۷) در خواهد آمد [۴۰].

$$\rho_f \left[C_a \frac{\partial V}{\partial t} \right] + \nabla p = -\frac{\mu}{K} V \quad (17)$$

۴-۲- بارگذاری و شرایط مرزی

مقدار جابه‌جایی اعمال شده بر سطح دیسک بین مهره‌های بر حسب زمان، به عنوان ورودی تست ریلکسیشن در نرم‌افزار کامسول در نظر گرفته شده که کاملاً مشابه شرایط تست تجربی می‌باشد (شکل ۴-الف). این نمودار به صورت یک تابع رمپ تعریف شده و بر اساس آن در ابتدای تست ریلکسیشن، زمان اندکی (۳/۰ s) برای رسیدن مقدار جابه‌جایی از صفر به ۰/۲ mm اختصاص داده می‌شود. سپس مقدار جابه‌جایی در ادامه‌ی تست تا زمان ۳۰۰ ثانیه ثابت نگه داشته می‌شود. لازم به ذکر است که این ورودی به سطح بالایی مهره‌ی C₅ که در شکل (۶) با A مشخص شده است، وارد می‌شود.

شرایط مرزی اعمال شده، در شکل (۶) نشان داده شده است. با توجه به بارگذاری انجام شده روی سطح A در تست ریلکسیشن، جابه‌جایی ۰/۲ mm به مدت ۳۰۰ ثانیه به نقاط سطح اعمال می‌شود. سطح D نیز در تمام جهات مقید شده و جابه‌جایی آن برابر با صفر است. شرط فشار ۰/۲۵ MPa روی

۲-۳- معادلات حاکم بر تغییر شکل دیسک و مهره‌ها

همان‌طور که توضیح داده شد، بافت نرم و غضروفی دیسک بین مهره‌های به صورت ماده‌ی پوروویسکوالاستیک و مهره‌های گردنی مجاور آن به صورت ماده‌ی پورووالاستیک مدل‌سازی می‌شوند. معادله‌ی حاکم بر تغییر شکل فاز جامد مهره‌ها به صورت رابطه‌ی (۱۴) تعریف می‌شود [۳۹].

$$\sigma = E \varepsilon \quad (14)$$

در این رابطه σ ، E و ε به ترتیب بیان‌گر تانسور تنش کوشی، مدول الاستیسیته و کرنش هستند. رابطه‌ی کرنش بر حسب نسبت تغییر ارتفاع دیسک (ΔH) به ارتفاع اولیه‌ی آن (H_0) به صورت رابطه‌ی (۱۵) بیان می‌شود [۳۹].

$$\varepsilon = \frac{\Delta H}{H_0} \quad (15)$$

معادله‌ی حاکم بر فاز سیال در محیط متخلخل دیسک و مهره‌ها، معادله‌ی برینکمن-فورچ‌هایمر نام داشته و به صورت رابطه‌ی (۱۶) بیان می‌شود [۴۰].

$$\rho_f \left[C_a \frac{\partial V}{\partial t} + \frac{1}{\phi} \nabla \cdot \left(\frac{V \cdot V}{\phi} \right) \right] = -\nabla p - \frac{\mu}{K} V + \frac{\mu}{\rho_f \phi} \nabla^2 V - \frac{C_F \rho_f}{K^{0.5}} \quad (16)$$

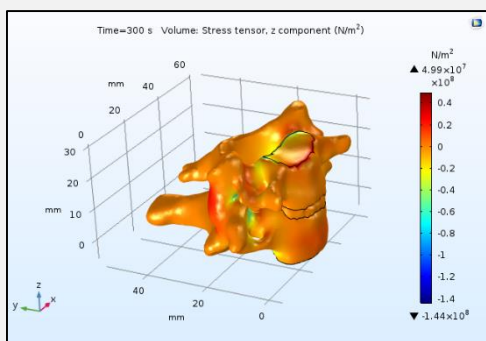
در این رابطه، ρ_f چگالی سیال (آب)، ϕ درصد تخلخل، V سرعت سیال، t زمان، P فشار سیال، μ ویسکوزیته‌ی دینامیکی سیال، K نفوذپذیری محیط، C_F ضریب فورچ‌هایمر و C_a یک ضریب ثابت برای ترم گذرا می‌باشند. نفوذپذیری هیدرولیکی برابر با نسبت نفوذپذیری به ویسکوزیته‌ی دینامیکی سیال است. در رابطه‌ی (۱۶)، به دلیل مقادیر ناچیز سرعت می‌توان از ترم جابه‌جایی صرف نظر کرد. ترم دیفیوژن به ترتیب شامل ترم‌های

جدول (۳) - بررسی استقلال حل از شبکه

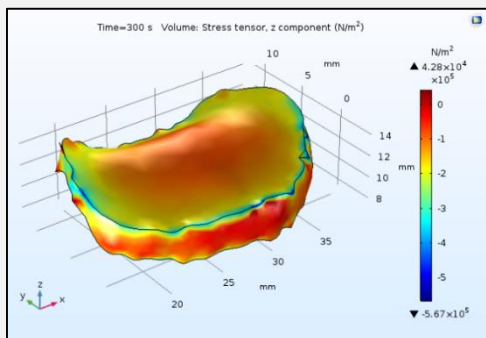
۴	۳	۲	۱	
۸۴۹۶۷	۵۸۹۵۴	۲۶۹۴۱	۱۱۸۷۷	تعداد المان
۲/۳۳	۲/۳۹	۲/۵۱	۲/۸۶	بیشینه‌ی سرعت (m/s) ($\times 10^{-2}$)
٪۲/۵	٪۴/۸	٪۱۲/۲	-	خطای نسبی بیشینه‌ی سرعت
۱/۴	۱/۳۵۱	۱/۲۶۵	۱/۱۳۵	بیشینه‌ی تنش (Pa) ($\times 10^4$)
٪۳/۵	٪۶/۴	٪۱۰/۳	-	خطای نسبی بیشینه‌ی تنش

۳- یافته‌ها و بحث

کانتور تنش در راستای عمودی (محور z) برای دیسک سالم در شکل (۸) ارائه شده است. شکل (۸-الف) تنش را در کل مدل و شکل (۸-ب) تنش را در دیسک نمایش می‌دهد. مقادیر منفی تنش در دیسک نشان‌دهنده‌ی وجود تنش فشاری است. با توجه به بالا بودن مدول الاستیسیته‌ی استخوان در مقایسه با دیسک غضروفی، بیش‌ترین مقدار تنش در مهره‌ها به وجود می‌آید. قابل توجه است که تنش فشاری در دیسک نسبت به مهره‌ها کاهش قابل ملاحظه‌ای (در حدود ۱۰۰۰ برابر) داشته است. در نتیجه وجود دیسک بین مهره‌ای از تمرکز تنش در مهره‌ها جلوگیری کرده و احتمال آسیب دیدن آن‌ها را کاهش می‌دهد.



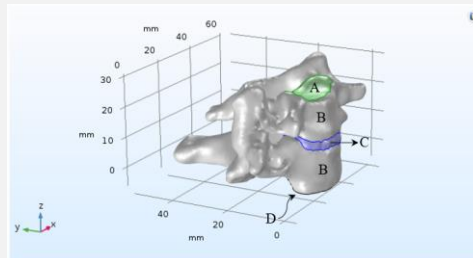
الف



ب

شکل (۸) - کانتور تنش در راستای عمودی (محور z) برای دیسک سالم، الف) کل مدل، ب) دیسک بین مهره‌ای

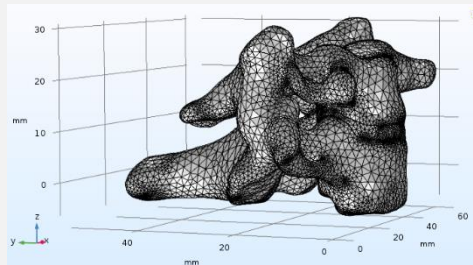
سطح C (سطح جانبی دیسک)، اعمال می‌شود [۱۴]. به دلیل اختلاف قابل ملاحظه‌ی موجود میان نفوذپذیری دیسک و مهره‌ها، سرعت جریان سیال درون استخوان بسیار کم‌تر از سرعت جریان سیال درون دیسک است. بنابراین برای سطح B، شرط عدم عبور جریان اعمال می‌گردد.



شکل (۶) - سطوح مرزی دیسک و مهره‌های مجاور آن (A، B، C و D)، کرنش اولیه بر سطح A وارد شده، سطح D مقید شده و فشار ۰/۲۵ MPa بر سطح C اعمال شده است

۲-۵- شبکه‌بندی و استقلال از شبکه

به منظور بررسی استقلال حل از شبکه‌بندی، بیشینه‌ی سرعت سیال و بیشینه‌ی تنش درون دیسک بین مهره‌ای در ثانیه‌ی ۳۰۰، به ازای چهار شبکه‌بندی مختلف مورد بررسی قرار گرفته و نتایج آن در جدول (۳) ارائه شده است. به دلیل پیچیده بودن هندسه‌ی مورد استفاده و کوچک بودن ابعاد المان‌های شبکه، اجرای برنامه زمان‌بر بوده و بنابراین از یک سیستم پردازش موازی (CPU: i7, RAM: 16 GB) استفاده شده است. زمان اجرای برنامه با استفاده از سیستم پردازش موازی در حدود ۲۰ دقیقه می‌باشد. شبکه‌بندی نهایی از ۸۴۹۶۷ المان هرمی و ۱۹۱۵۵ گره تشکیل شده است (شکل ۷). شایان ذکر است که خطای هم‌گرایی برابر با 10^{-14} بوده که از نمودار هم‌گرایی نرم‌افزار کامسول به دست می‌آید. این خطا نشان‌دهنده‌ی اختلاف جواب دو مرحله‌ی متوالی از فرایند حل در کامسول است. اگر اختلاف دو جواب مذکور کوچک‌تر از خطای هم‌گرایی شود، فرایند حل متوقف خواهد شد. به عبارت دیگر این مقدار خطا، معیاری برای رسیدن به هم‌گرایی می‌باشد.



شکل (۷) - شبکه‌بندی هندسه‌ی دیسک و مهره‌های مجاور آن

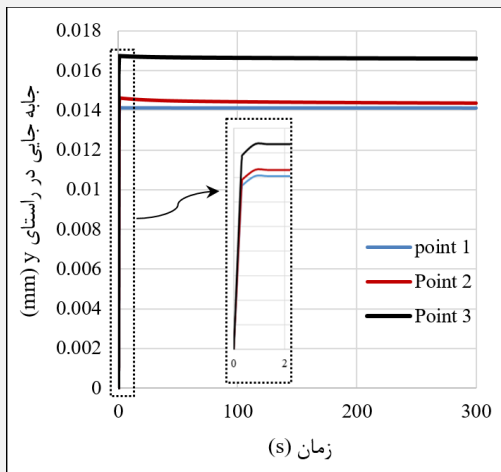
ستون فقرات گردد. همچنین با فتنق دیسک بین مهره‌ای، عمل کرد بالشتک‌مانند آن در برابر بار اعمالی به شدت افت کرده، در نتیجه بخش عمده‌ای از بار به مهره‌های زیر دیسک منتقل شده و این امر احتمال آسیب مهره‌ها را افزایش می‌دهد.

جدول (۴) - تنش بیشینه و تنش کمینه‌ی ریلکسیشن در

دیسک بین مهره‌ای سالم و دژنره شده با شدت‌های مختلف

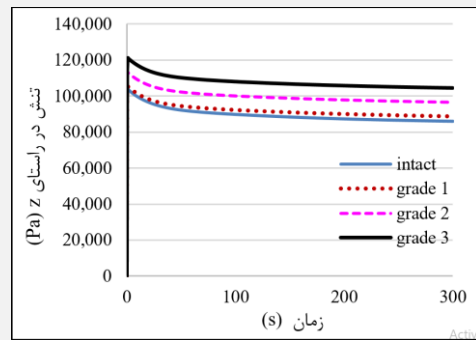
تنش ریلکسیشن (MPa)	سالم	سطح ۱ (خفیف)	سطح ۲ (متوسط)	سطح ۳ (شدید)
تنش بیشینه	۰/۱۶۶	۰/۱۶۱	۰/۱۷۲	۰/۱۸۳
تنش کمینه	۰/۱۲۴	۰/۱۲۲	۰/۱۳۳	۰/۱۴۴

میزان جابه‌جایی نقطه‌ی میانی دیسک سالم و نقاط ابتدایی و انتهایی آن (نقاط چسبیده به مهره‌ی بالایی (C₅) و مهره‌ی پایینی (C₆)) در تست ریلکسیشن در شکل (۱۰) نشان داده شده است. این نتایج نشان می‌دهند که میزان جابه‌جایی دیسک از بالاترین نقطه (نزدیک به مهره‌ی C₅) تا پایین‌ترین نقطه (نزدیک به مهره‌ی C₆) کاهش می‌یابد. جابه‌جایی دیسک در راستای Y، می‌تواند موجب بیرون‌زدگی دیسک^۲ گردد. مهم‌ترین عارضه‌ی ناشی از بیرون‌زدگی دیسک، اعمال فشار اضافی به نخاع بوده که باعث بروز دردهای شدید کمری و حتی بی‌حسی و فلج اندام حرکتی می‌شود. دیسک بین مهره‌ای به عنوان یک ماده‌ی ویسکوالاستیک، دارای خاصیت مستهلک کردن انرژی ناشی از اعمال بار بوده و احتمال بیرون‌زدگی دیسک را به تدریج در راستای ستون فقرات کاهش می‌دهد.



شکل (۱۰) - منحنی جابه‌جایی-زمان برای سه نقطه از دیسک سالم در تست ریلکسیشن، نقطه‌ی ۱ در مجاورت مهره‌ی C₆، نقطه‌ی ۲ در مرکز دیسک و نقطه‌ی ۳ در مجاورت مهره‌ی C₅، هر سه نقطه در نوکلئوس قرار گرفته و میزان جابه‌جایی نقاط ۱، ۲ و ۳ به ترتیب برابر با ۰/۱۴، ۰/۱۵ و ۰/۱۷ mm است

در راستای بررسی پاسخ وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای سالم^۱ و دیسک‌های بین مهره‌ای دژنره شده در سطوح مختلف (خفیف، متوسط و شدید) در برابر جابه‌جایی اعمال شده در تست ریلکسیشن، مقدار تنش ایجاد شده در مدل‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. در شکل (۹) تغییرات تنش ریلکسیشن برای نقطه‌ای درون دیسک بین مهره‌ای رسم شده است. شایان ذکر است که این نقطه در مرکز دیسک در نظر گرفته شده تا به اندازه‌ی کافی از سطوح بالا، پایین و دیواره‌ی دیسک فاصله داشته باشد. افزایش تنش درون دیسک در نتیجه‌ی افزایش شدت دژنره شدن، نشان‌دهنده‌ی کاهش توانایی دیسک دژنره شده در جذب تنش و تحمل ضربات و بار وارد بر مهره‌ها می‌باشد. این پدیده به دلیل کاهش میزان آب و نفوذپذیری دیسک دژنره شده در مقایسه با دیسک سالم رخ می‌دهد. در نتیجه، دیسک بین مهره‌ای خاصیت الاستیک خود را از دست داده و مدول الاستیسیته‌ی آن افزایش می‌یابد.



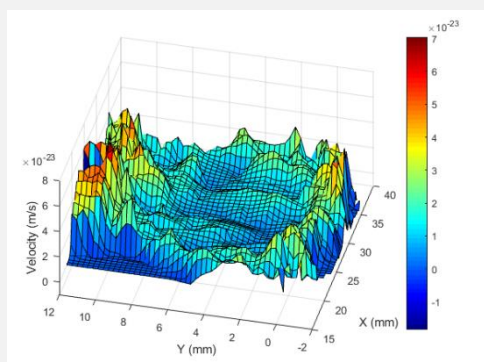
شکل (۹) - پاسخ وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای سالم و دژنره شده در سطوح مختلف (خفیف، متوسط و شدید) در برابر جابه‌جایی اعمال شده در تست ریلکسیشن

حداکثر میزان تنش ریلکسیشن، در پایان زمان بارگذاری (۰/۳ s) و حداقل میزان آن، در پایان زمان تست (۳۰۰ s) رخ می‌دهد. حداکثر و حداقل میزان تنش ریلکسیشن مربوط به دیسک بین مهره‌ای سالم و دیسک‌های بین مهره‌ای دژنره شده در سطوح مختلف، در جدول (۴) ارائه شده است. این نتایج نشان می‌دهد که مقادیر بیشینه و کمینه‌ی تنش ریلکسیشن مربوط به دیسک دژنره شده با شدت متوسط (سطح ۲) به ترتیب به میزان ۳/۶٪ و ۷/۲٪ افزایش یافته و این مقادیر برای دیسک دژنره شده‌ی سطح ۳ (شدید) به ترتیب برابر با ۱۰/۲٪ و ۱۶/۱٪ می‌باشند. این امر احتمال لهیدگی ناشی از اعمال بارهای دینامیکی را برای دیسک دژنره شده افزایش داده و می‌تواند منجر به فتنق دیسک گردد. فتنق دیسک بین مهره‌ای می‌تواند باعث اعمال فشار به بافت نخاع و در پی آن احساس درد شدید در ناحیه‌ی

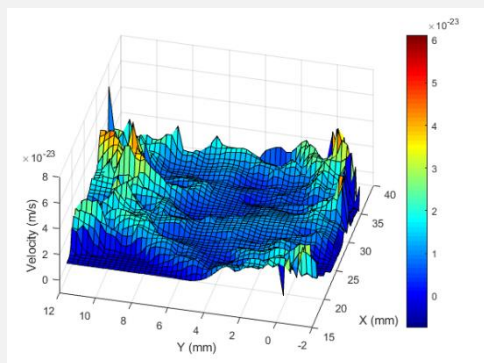
^۲ Bulging

^۱ Intact

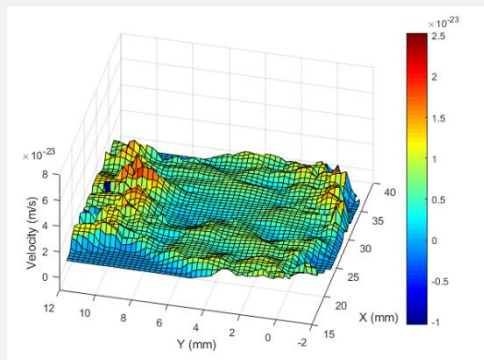
نشان داده شده است. این نتایج نشان می‌دهد که با افزایش میزان انحطاط دیسک، جریان سیال درون دیسک بین مهره‌های کاهش می‌یابد. از آن‌جا که ارتفاع اولیه‌ی دیسک بین مهره‌های برابر با ۵ mm بوده و در انجام تست ریلکسیشن، سطح بالایی دیسک تنها به مقدار 0.2 mm (۴٪ ارتفاع اولیه) فشرده شده است، مقدار سرعت به دست آمده بسیار کم می‌باشد. در واقع این میزان سرعت نشان‌دهنده‌ی سرعت سیال درون دیسک در حالت خوابیده (که بخشی از نیروهای فشاری از روی دیسک برداشته شده است) می‌باشد. لازم به ذکر است که مقادیر سرعت به دست آمده، ارزش بررسی آثار مکانیوپولوژیکی را نداشته و صرفاً امکان مقایسه‌ی نسبی سرعت سیال درون دیسک در حالت‌های سالم و دژنره شده را فراهم می‌سازد.



الف



ب



ج

شکل (۱۱) - الگوی سرعت سیال در یک مقطع افقی برای دیسک (الف) سالم، (ب) دژنره‌ی خفیف، (ج) دژنره‌ی شدید

بیشینه‌ی مقدار بیرون‌زدگی دیسک بین مهره‌های در حالت سالم و دژنره شده با شدت‌های متفاوت تحت اثر تست ریلکسیشن در ثانیه‌های ۱۵۰ و ۳۰۰ در جدول (۵) ارائه شده است. این نتایج نشان می‌دهد که در یک زمان مشخص با افزایش میزان انحطاط دیسک، مقدار بیشینه‌ی بیرون‌زدگی آن افزایش می‌یابد. شایان ذکر است که حالت ریلکسیشن معادل با برداشته شدن بار از روی دیسک است. در این فاصله‌ی زمانی، دیسک فرصت دارد تا میزان آب مورد نیاز را جذب کرده و به حالت اولیه‌ی خود باز گردد اما دیسک دژنره شده در مقایسه با دیسک سالم به زمان بیشتری برای جذب همان مقدار آب نیاز دارد. هر چه میزان انحطاط دیسک بیش‌تر باشد، زمان لازم برای بازگشت آب به درون دیسک نیز بیش‌تر خواهد بود. این در حالی است که ستون فقرات به طور مداوم تحت بارگذاری‌های دینامیکی قرار داشته، بنابراین فرصت کافی برای بازگشت آب به درون دیسک دژنره شده فراهم نبوده و در نتیجه میزان بیرون‌زدگی دیسک دژنره شده نسبت به دیسک سالم بیش‌تر خواهد بود. بافت ناحیه‌ی بیرون‌زدگی، به مرور زمان فرسوده شده، در نتیجه لایه‌های حلقوی فیبری بیرون زده‌ی دیسک، پاره شده و منجر به خروج ماده‌ی ژلاتینی هسته می‌شود.

مدل‌سازی و بررسی دیسک بین مهره‌های به عنوان یک ماده‌ی ویسکوالاستیک، تفاوت‌هایی را میان خواص بافت سالم و بافت دژنره شده آشکار می‌سازد. هم‌چنین با استفاده از مدل ویسکوالاستیک می‌توان نقش دیسک را در زمان بارگذاری روی ستون مهره‌ها مورد بررسی قرار داد. با این حال باید به این نکته نیز توجه کرد که بخش قابل توجهی از حجم دیسک از آب تشکیل شده و عمل کرد دیسک بر مبنای ورود و خروج این سیال از دیسک در زمان بارگذاری می‌باشد. مدل‌سازی این محیط به صورت یک بافت متخلخل، امکان بررسی جریان سیال درون دیسک را فراهم می‌سازد. بیشینه‌ی مقدار سرعت سیال در ثانیه‌ی ۳۰۰ برای دیسک‌های سالم و دژنره شده با شدت‌های متفاوت که تحت بارگذاری ریلکسیشن هستند در جدول (۶) ارائه شده است. این نتایج نشان می‌دهد که در انتهای تست ریلکسیشن، هر چه میزان دژنره شدن دیسک بیش‌تر باشد، سرعت جریان سیال در آن کم‌تر خواهد بود. برای مثال بیشینه‌ی سرعت سیال درون دیسک سالم معادل $3/14$ برابر بیشینه‌ی سرعت سیال درون دیسک دژنره شده‌ی سطح ۳ است. این پدیده به دلیل کاهش میزان نفوذپذیری دیسک دژنره شده برای عبور سیال رخ می‌دهد.

الگوی سرعت سیال درون دیسک در یک مقطع افقی برای دیسک‌های سالم و دژنره شده‌ی خفیف و شدید در شکل (۱۱)

مجاور آن به ترتیب با استفاده از دو مدل پوروویسکوالاستیک و پورووالاستیک مدل‌سازی شده‌اند. پارامترهای مربوط به مدل پوروویسکوالاستیک با انجام تست آزمایشگاهی ریلکسیشن روی نمونه‌ی واقعی دیسک و برازش داده‌های تنش بر حسب زمان به مدل عمومی ماکسول استخراج شده است. تنش مکانیکی، جریان سیال و میزان بیرون‌زدگی دیسک برای چهار حالت دیسک سالم و دیسک دژنره شده با شدت خفیف، متوسط و شدید، با استفاده از شبیه‌سازی بارگذاری واقعی به کمک روش المان محدود محاسبه شده است.

نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که در تست ریلکسیشن، با افزایش میزان دژنره شدن دیسک، پاسخ تنش دیسک و در نتیجه میزان بیرون‌زدگی دیواره‌ی جانبی آن افزایش می‌یابد. انحطاط بیش‌تر دیسک بین مهره‌ای منجر به کاهش سرعت جریان سیال درون آن شده و دیسک دژنره شده به زمان بیش‌تری برای جذب مجدد آب نیاز دارد. این در حالی است که بارگذاری‌های پیوسته و مداوم روی ستون فقرات این زمان را در اختیار دیسک دژنره شده قرار نمی‌دهد. این امر در حالتی که دیسک بین مهره‌ای تحت بارگذاری‌های پیچیده و مکرر قرار گیرد می‌تواند منجر به بیرون‌زدگی دیسک، پاره شدن لایه‌های حلقوی فیبری دیسک، خارج شدن ماده‌ی ژلاتینی هسته و در نهایت فتق دیسک شود که در موارد زیادی بسیار دردناک خواهد بود. شایان ذکر است که کاهش آب درون دیسک بین مهره‌ای سبب می‌شود تا دیسک خاصیت ارتجاعی خود را از دست داده و در نتیجه آسیب‌پذیرتر شود. از این رو حتی بارگذاری‌های نوسانی با دامنه‌ی کم و مکرر نیز می‌توانند منجر به آسیب بیش‌تر دیسک دژنره شده بشوند.

۶- سپاس‌گزاری

نویسندگان این مقاله از جناب آقای دکتر مهران کسری، عضو محترم هیات علمی دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر، به پاس کمک‌های ارزشمند ایشان تشکر و قدردانی می‌کنند.

۷- مراجع

- [1] Y. Schroeder et al., "Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc," *Eur. Spine J.*, vol. 15, no. 3, pp. 361-371, Mar., 2006.
- [2] P.E. Riches et al., "The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading," *J. Biomech.*, vol.35,no.9,pp.1263-1271,Sept 2002.
- [3] A. Gloria et al., "Dynamic-mechanical properties of a novel composite intervertebral disc prosthesis," *J. Mater. Sci.: Mater. Med.*, vol. 18, no. 11, pp. 2159-2165, Nov., 2007.

جدول (۵) - مقدار بیشینه‌ی بیرون‌زدگی دیسک بین مهره‌ای در حالت سالم و دژنره شده در سطوح مختلف در ثانیه‌های ۱۵۰ و ۳۰۰ از تست ریلکسیشن

زمان (s)	سالم	سطح ۱ (خفیف)	سطح ۲ (متوسط)	سطح ۳ (شدید)
۱۵۰	۰/۰۰۴۵۰	۰/۰۰۴۹۰	۰/۰۰۵۱۵	۰/۰۰۵۳۶
۳۰۰	۰/۰۰۶۲۳	۰/۰۰۶۴۹	۰/۰۰۶۶۱	۰/۰۰۶۷۲

جدول (۶) - سرعت سیال در دیسک‌های سالم و دژنره شده در سطوح مختلف در ثانیه‌ی ۳۰۰ از تست ریلکسیشن

بیشینه‌ی سرعت سیال (10^{-22} m/s)	سالم	سطح ۱ (خفیف)	سطح ۲ (متوسط)	سطح ۳ (شدید)
۱۴/۹	۷/۴۳	۵/۴۵	۴/۷۵	

۴- محدودیت‌های پژوهش

این پژوهش با محدودیت‌هایی در بخش‌های آزمایشگاهی و مدل‌سازی انجام شده است. در انجام تست آزمایشگاهی برای به دست آوردن خواص مکانیکی دیسک انسان، به دلیل محدودیت در دسترسی به نمونه‌ی انسانی، از نمونه‌ی حیوانی استفاده شده که می‌تواند منجر به ایجاد خطا گردد. هم‌چنین می‌توان با افزایش زمان تست و کاهش سرعت بارگذاری، شرایط انجام تست تجربی را به شرایط بارگذاری فیزیولوژیک نزدیک‌تر کرد. برای جلوگیری از بالا رفتن هزینه‌ی محاسباتی، در بخش مدل‌سازی عددی از چندلایه در نظر گرفتن دیسک بین مهره‌ای صرف نظر شده و خواص دیسک به صورت همگن لحاظ شده است. با افزایش تعداد لایه‌های دیسک و تعریف دقیق خواص مکانیکی برای هر لایه می‌توان به نتایج واقعی‌تری دست یافت.

۵- نتیجه‌گیری

در فعالیت‌های روزمره، مهره‌ها و دیسک‌های بین مهره‌ای به طور مداوم تحت بارگذاری‌های مختلف قرار می‌گیرند. پس از پایان هر بارگذاری، دیسک طی فرایند ریلکسیشن تنش خود را از دست داده و آب خارج شده از دیسک تحت بارگذاری، مجدداً به درون آن باز می‌گردد تا دیسک برای بارگذاری بعدی آماده شود. هرگونه نقصان در فرایند ریلکسیشن دیسک منجر به افت عمل کرد آن می‌شود. در تحقیق حاضر، پاسخ‌های وابسته به زمان دیسک بین مهره‌ای تحت تست ریلکسیشن، مورد مطالعه قرار گرفته است. در این راستا، یک دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی مجاور آن (C_6 و C_5) با استفاده از تصاویر سی‌تی اسکن، به صورت واقعی و سه‌بعدی مدل‌سازی شده است. به منظور بررسی دقیق رفتار مکانیکی، دیسک بین مهره‌ای و دو مهره‌ی

- dependent behaviour of the intervertebral disc under compressive load: A caprine in vitro study," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 10-15, 2018.
- [18] A. T. Dimitriadis et al., "Intervertebral disc changes after 1 h of running: a study on athletes," *J. Int. Med. Res.*, vol. 39, pp. 569-579, 2011.
- [19] J. Nazari et al., "Feasibility of Magnetic resonance imaging (MRI) in obtaining nucleus pulposus (NP) water content with changing postures," *Mag. Resonan. Imaging*, vol. 33, pp. 459-464, 2015.
- [20] P. Velísková et al., "Computational study of the role of fluid content and flow on the lumbar disc response in cyclic compression: Replication of in vitro and in vivo conditions," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 16-25, 2018.
- [21] M. H. Krag et al., "Body height change during upright and recumbent posture," *Spine J.*, vol. 15, no. 3, pp. 202-207, Mar., 1990.
- [22] M. A. Adams et al., "Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance," *J. Bone Jt. Surgery, Br. Vol.*, vol. 72, no. 2, pp. 266-270, Mar., 1990.
- [23] J. Kraemer et al., "Water and electrolyte content of human intervertebral discs under variable load," *Spine J.*, vol. 10, no. 1, pp. 69-71, Jan., 1985.
- [24] J. P. Callaghan and S. M. McGill, "Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 1, pp. 28-37, Jan., 2001.
- [25] R. J. Parkinson and J. P. Callaghan, "The role of dynamic flexion in spine injury is altered by increasing dynamic load magnitude," *Clin. Biomech.*, vol. 24, no. 2, pp. 148-154, Feb., 2009.
- [26] M. Nikkhoo et al., "Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading – Ex-vivo and In-Silico investigation," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 26-32, Jan., 2018.
- [27] R. Fan et al., "Effects of resting modes on human lumbar spines with different levels of degenerated intervertebral discs: a finite element investigation," *BMC Musculoskeletal Disord.*, vol. 16, pp. 221-236, Aug., 2015.
- [28] M. Adams, N. Bogduk, K. Burton, P. Dolan, "The Biomechanics of Back Pain," Churchill Livingstone, Philadelphia, USA, 2006.
- [29] Y. Schroder, "Putting pressure on the spine: An osmoviscoelastic FE model of the intervertebral Disc," Ph.D. thesis, Eindhoven University of Technology, 2008.
- [30] H. J. Wilke et al., "Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system or intervertebral disc degeneration: part I. lumbar spine," *Eur. Spine J.*, vol. 15, no. 6, pp. 720-730, Jun., 2006.
- [31] H. Xu et al., "Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion and transforaminal lumbar interbody fusion by finite
- [4] Q. Bao et al., "The artificial disc: theory, design and materials," *Biomaterials*, vol. 17, no. 12, pp. 1157-1167, Sept., 1996.
- [5] H. Schmidt et al., "The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration-a finite element analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 9, pp. 988-998, Nov., 2007.
- [6] R. N. Natarajan et al., "Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 88, pp. 36-40, Apr., 2006.
- [7] M. Nikkhoo et al., "A poroelastic finite element model to describe the time-dependent response of lumbar intervertebral disc," *J. Med. Imaging Health Inf.*, vol. 1, no. 3, pp. 246-251, Sept., 2011.
- [8] M. Nikkhoo et al., "Dynamic Responses of Intervertebral Disc during Static Creep and Dynamic Cyclic Loading: A Parametric Poroelastic Finite Element Analysis," *Biomed. Eng. App. Bas. And Com.*, vol. 25, no. 1, pp. 1350013-1350022, 2013.
- [9] D. R. Wagner and J. C. Lotz, "Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus," *J. Orthop. Res.*, vol. 22, no. 4, pp. 901-909, Jul., 2004.
- [10] D. D. Sun and K. W. Leong, "A nonlinear hyperelastic mixture theory model for anisotropy, transport, and swelling of annulus fibrosus," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 32, pp. 92-102, 2004.
- [11] J. L. Wang et al., "Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion: effect of loading rate," *Spine*, vol. 25, no. 3, pp. 310-318, Feb., 2000.
- [12] C. J. Massey et al., "Effects of aging and degeneration on the human intervertebral disc during the diurnal cycle: a finite element study," *J. Orthop. Res.*, vol. 30, no. 1, pp. 122-130, Jan., 2012.
- [13] M. Nikkhoo et al., "A poroelastic finite element model to describe the time-dependent response of lumbar intervertebral disc," *J. Med. Imaging Health Inf.*, vol. 1, no. 3, pp. 246-251, Sept., 2011.
- [14] H. Schmidt et al., "Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities-a finite element analysis," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, pp. 1849-1856, 2010.
- [15] H. Schmidt et al., "Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements," *Comp. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, vol. 17, no. 16, pp. 1762-1776, 2014.
- [16] F. Galbusera et al., "Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, pp. 1234-1241, Apr., 2011.
- [17] K. S. Emanuel et al., "Osmosis and viscoelasticity both contribute to time-

- [36] A.R. Makwana et al., "Towards a micromechanical model of intervertebral disc degeneration under cyclic loading," *Biomed. Biotechnol. Eng.*, vol. 3, no. IMEC2014-39174, pp. V003T03A012- V003T03A019, Nov., 2014.
- [37] W. N. Findley et al., "Linear Viscoelastic Constitutive Equations," in *Creep and Relaxation of Nonlinear Viscoelastic Materials*, New York, Dover Publications, 1976, ch. 5, pp. 50-69.
- [38] B. R. Simon et al., "Structural Models for Human Spinal Motion Segments Based on a Poroelastic View of the Intervertebral Disk," *J. Biomech. Eng.*, vol. 107, no. 4, pp. 327-335, Nov., 1985.
- [39] J. M. Gere, "Tension, Compression, and Shear," in *Mechanics of Materials*, Thomson Learning, 6th ed., 2004, ch. 1, pp. 6-24.
- [40] D. A. Nield and A. Bejan, "Mechanics of Fluid Flow through a Porous Medium," in *Convection in Porous Media*, Springer, 3rd ed., New York, 2006, ch. 1, pp. 4-17.
- element analysis," *J. Neurosurg.*, vol. 72, pp. 21-27, Aug., 2013.
- [32] C. J. Massey et al., "Effects of aging and degeneration on the human intervertebral disc during the diurnal cycle: a finite element study," *J. Orthop. Res.*, vol. 30, no. 1, pp. 122-130, Jan., 2012.
- [33] H. Schmidt et al., "The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration-a finite element analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 9, pp. 988-998, Nov., 2007.
- [34] F. Galbusera et al., "The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models," *Eur. Spine J.*, vol. 20, no. 4, pp. 563-571, 2011.
- [35] F. Galbusera et al., "The effect of degenerative morphological changes of the intervertebral disc on the lumbar spine biomechanics: a poroelastic finite element investigation," *Comp. Methods Biomech. Biomed. Eng.*, vol. 14, no. 8, pp. 729-739, 2011.