

## طراحی دیسک مصنوعی الاستیک بهینه تحت بارگذاری‌های مختلف برای ستون فقرات ناحیه کمری

آزاده قوچانی<sup>۱\*</sup>، حمیدرضا کاتوزیان<sup>۲</sup>، محمد راوری<sup>۳</sup>

- ۱- دانش‌آموخته کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گرایش بیومکانیک، دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی، گرایش بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه مهندسی پزشکی، گرایش بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
- ۳- مربی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۱۰/۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۴/۲۵

### چکیده

**مقدمه:** به علت محدودیت روش‌های درمانی موجود برای بیماری دیسک تخریب شده، روش آرتروپلاستی یا جایگزینی دیسک مصنوعی پیشنهاد شده است. دیسک مصنوعی یک ایمپلنت با قابلیت حفظ حرکت در سطح جراحی شده است که با هدف کاهش عوارض جانبی روش‌های اتصال مهره‌ها در تخریب اجزای مجاور ایجاد شده است. از آنجاییکه موفقیت استفاده از دیسک مصنوعی بستگی به حفظ عملکردهای مکانیکی دیسک بین مهره‌ای دارد، بررسی رفتار دیسک مصنوعی تحت بارگذاری‌های مختلف سودمند خواهد بود.

**مواد و روش‌ها:** یک مدل سه بعدی المان محدود از دیسک طبیعی و مصنوعی با در نظر گرفتن ویژگی‌های غیرخطی ماده، تحت بارگذاری‌های مختلف، بررسی و تحلیل می‌شود. در این تحقیق، مدل با مقایسه رفتار آن با داده‌های تجربی و المان محدود، ارزیابی می‌گردد. سپس، مدول یانگ و نسبت پواسون بهینه برای دو بخش نوکلئوس (قسمت مرکزی دیسک) و آنالوس (لایه‌های اطراف نوکلئوس) محاسبه می‌شوند.

**نتایج:** دیسک مصنوعی تحت ۳ نوع بارگذاری فشاری، خمشی و پیچشی قرار می‌گیرد و ضرایب الاستیک بهینه در هر حالت معین می‌شوند. سپس به روش جذر میانگین مربعات، پارامترهای بهینه برای هر سه حالت بارگذاری که کمترین مقدار خطا را ایجاد کند، محاسبه می‌گردد.

**بحث و نتیجه‌گیری:** نتایج این بررسی نشان می‌دهد که دیسک مصنوعی الاستیک بهینه مدول یانگ ۱/۱۹ مگا پاسکال برای نوکلئوس و ۱۸/۶۳ مگا پاسکال برای آنالوس دارد. دیسک مصنوعی با این خواص می‌تواند به هدف حفظ ارتفاع دیسک و میزان تغییر شکل تحت شرایط مختلف بارگذاری برسد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۲، پیاپی (۳۱)، تابستان ۹۰: ۶۵-۷۴)

**واژگان کلیدی:** کمر درد، دیسک بین مهره‌ای، بهینه سازی، المان محدود، دیسک مصنوعی

\* نویسنده مسؤول: آزاده قوچانی

آدرس: دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر  
azadeh\_gh\_e83@yahoo.com

تلفن: ۴۴۸۷۲۷۹۲ (۲۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

تخریب دیسک یک فرایند طبیعی کهنسالی و افزایش سن است که با تغییرات در شکل ظاهری و ساختار شیمیایی دیسک مشخص می‌گردد و تغییرات بیولوژیک تخریب دیسک موجب کمردرد می‌شود [۱]. در حال حاضر، روش قطعی برای برگشت این فرایند تخریب و یا حتی به تعویق انداختن آن وجود ندارد. هرچند روش‌های متفاوتی برای درمان پیشنهاد شده‌اند که به دو گروه اصلی وابسته به جراحی و مستقل از جراحی طبقه بندی می‌شوند. در تخریب‌های به نسبت کمتر که تنها قسمتی از دیسک آسیب دیده است روش‌های غیر جراحی مانند استفاده از انواع ثابت کننده‌های خارجی مورد استفاده قرار می‌گیرند. روش‌های وابسته به جراحی در سه گروه فیوژن، جایگزینی دیسک و پایدارکننده‌های حرکتی قرار می‌گیرند. در تخریب‌های به نسبت کمتر دیسک استفاده از پایدارکننده‌های دینامیکی مناسب است در حالیکه، روش‌های فیوژنی و آرتروپلاستی<sup>۱</sup> (تعویض مفصل) که جایگزینی کامل دیسک است در تخریب‌های شدیدتر استفاده می‌شوند [۱]. دانگ سوک شین و همکارانش به بررسی رفتار ستون فقرات ناحیه کمری با استفاده از پایدارکننده دینامیکی پرداختند و دریافتند که با انتخاب سختی مناسب برای ایمپلنت، می‌توان به عملکرد دیسک سالم نزدیک شد [۲]. استال و همکارانش به بررسی بالینی روی ۸۳ بیمار استفاده کننده از این وسایل پرداختند و نشان دادند که بکارگیری آنها تخریب کمتری را برای اجزای مجاور نسبت به روش‌های فیوژنی ایجاد می‌کند [۳]. در حالیکه تحقیق گروب و همکارانش روی ۵۰ بیمار با شرایط مشابه در یک بازه زمانی ۴۰ ماهه نشان داد که این روش نسبت به روش‌های فیوژنی مزیتی ندارد [۴]. روش‌های فیوژنی که در حال حاضر بیشترین سهم را در درمان‌های وابسته به جراحی به خود اختصاص داده‌اند، برای اولین بار توسط آلبی و هیس در سال ۱۹۱۱ معرفی شدند [۱]. در این روش دیسک

تخریب شده با یک پیوند استخوانی جایگزین می‌شود و حرکت در سطح جراحی‌شده متوقف می‌گردد. در نتیجه درد تسکین می‌یابد. اما اشکال اصلی این روش محدود شدن حرکت است که موجب انتقال بار اضافی به اجزای مجاور و در نهایت تخریب این اجزا و دیسک‌های دیگر می‌شود [۵]. به علت محدودیت روش‌های درمانی موجود برای بیماری دیسک تخریب شده، روش آرتروپلاستی به عنوان یک روش جایگزین پیشنهاد شده است [۶]. در سال ۲۰۰۵، گوئل و همکارانش برای اولین بار تاثیر دیسک مصنوعی چرته<sup>۲</sup> که ایمپلنتی از نوع هسته متحرک است را در سطح L۳-S۱ بررسی کردند [۷]. مدل تحت بار فشاری ۴۰۰ نیوتن و گشتاورهای خالص اعمالی به واحد L۳-S۱ قرار گرفته است. نتایج بیانگر افزایش حرکت در سطح جایگزینی ایمپلنت نسبت به دیسک سالم است. در تحقیق روهملمن و همکارانش تاثیر ارتفاع و موقعیت قرارگیری پروتز پرودیسک<sup>۳</sup> در سطح L۱-L۵ بررسی شد [۸]. گراور و همکارانش در سال ۲۰۰۶، از یک مدل المان محدود L۳-S۱ برای مقایسه تاثیرات بیومکانیکی دیسک مصنوعی<sup>۴</sup> ChD و فیوژن در سطح L۵-S۱ استفاده کردند [۹]. با در نظر داشتن جدید بودن ایده استفاده از دیسک مصنوعی و چنانچه از تحقیقات اخیر مشخص است، در این تحقیقات مدل‌های دیسک مصنوعی موجود در بازار مورد بررسی و مقایسه با روش‌های فیوژنی قرار گرفته‌اند و مدلسازی برای طراحی دیسک مصنوعی مناسب انجام نگرفته است در حالیکه موفقیت روش آرتروپلاستی بستگی به حفظ عملکرد مکانیکی دیسک طبیعی توسط دیسک مصنوعی دارد. بنابراین، بررسی رفتار و عملکرد مکانیکی دیسک مصنوعی بعد از قرارگیری در بدن با اهمیت است [۱۰]. اما، این کار ساده‌ای نیست زیرا اندازه‌گیری مستقیم رفتار مکانیکی دیسک به صورت

<sup>2</sup> Charite

<sup>3</sup> ProDisc

<sup>4</sup> Charite Disc

<sup>1</sup> Arthroplasty

جدول ۱- نوع و تعداد المان‌های استفاده شده در مدل المان محدود

بخش	نوع المان	تعداد المان‌ها
نوکلئوس پالپوزوس	المان آجری ۸ گره‌ای	۱۱۲۰
ماده زمینه‌ای آنالوس	المان آجری ۸ گره‌ای	۱۰۸۰
فیبرهای آنالوس	خرپا ۲ گره‌ای	۱۳۵۰
دیسک مصنوعی	المان آجری ۸ گره‌ای	۲۲۰۰

## ۲-۲- هندسه

از آنجائیکه قسمت عمده نوکلئوس را سیال در بر گرفته است، این قسمت به صورت یک ماده الاستیک تقریباً تراکم ناپذیر با نسبت پواسون  $\nu = 0.499$  (۰/۴۹۹) مدل می‌شود [۱۱]. ماده الاستیک با ضریب پواسون ۰/۵ خاصیت تراکم ناپذیری سیال را می‌تواند شبیه‌سازی می‌کند. آنالوس فیبروزیس<sup>۵</sup> (AF) به صورت یک ماده زمینه‌ای همگن که توسط فیبرهای کلاژنی تقویت شده است، مدل می‌شود [۲]. ۴ لایه المان در جهت شعاعی، ۵ لایه در جهت محوری و ۵۴ المان در جهت محیطی (۵×۵×۵۴ شبکه) در نظر گرفته می‌شود زیرا تفاوت در پارامترها بین این حالت و شبکه ریزتر ناچیز و قابل صرف‌نظر کردن است. در مرز هر لایه آنالوس لایه‌ای از فیبرها قرار می‌گیرد (۵ لایه فیبر درون لایه‌های آنالوس). در هر لایه، فیبرها به صورت قطری درون المان‌های آجری آنالوس قرار می‌گیرند. فرض بر آن است که فیبرها ۳۸٪ حجم آنالوس را در بر دارند [۱۰]. دیسک طبیعی مدل-ساز شده توسط نرم‌افزار در شکل ۱ نشان داده شده است. مدل دیسک مصنوعی با برداشتن لایه‌های آنالوس و در نظر گرفتن آنالوس تنها به شکل یک لایه و بدون فیبرهای تقویت کننده، با حفظ سایر جزئیات، مدل‌سازی می‌شود.

درون تنی<sup>۱</sup> بسیار دشوار است. هر چند بررسی‌های برون-تنی<sup>۲</sup> که شرایط درون تنی را شبیه سازی می‌کنند، در این زمینه می‌توانند سودمند و کمک کننده باشند، اما کنترل متغیرهای کلیدی خواص مکانیکی نمونه دشوار است و بنابراین، این روش‌ها نیز با محدودیت‌هایی همراه است. به این دلیل، مدل‌سازی المان محدود شرایط کلینیکی درون تنی بسیار سودمند است. علاوه بر این، روش المان محدود بررسی‌های پارامتری را به آسانی امکان پذیر می‌سازد. بنابراین، تاثیر تغییرات هندسه و یا خواص مکانیکی روی رفتار دیسک را می‌توان مورد ارزیابی قرار داد [۱۰ و ۱۱].

از آنجائیکه دیسک بین مهره‌های L۳-L۴-L۵ بیشتر در معرض تخریب و آسیب است و کم‌تر در این نواحی شایع است، یک مدل المان محدود سه بعدی غیر خطی<sup>۳</sup> FEM از دیسک بین مهره‌ای ناحیه ذکر شده ساخته می‌شود و برای تعیین رفتار مکانیکی دیسک مصنوعی الاستیک به کار خواهد رفت [۱۱]. در این تحقیق خواص مکانیکی مواد مورد نیاز برای دیسک بین مهره‌ای یعنی مدول الاستیک و نسبت پواسون تعیین می‌شوند و رفتار دیسک مصنوعی تحت بارگذاری‌های مختلف با دیسک طبیعی مقایسه خواهد شد.

## ۲- مواد و روشها

### ۲-۱- مدل المان محدود

دیسک بین مهره‌ای به صورت یک ساختار ۳ بعدی که نسبت به صفحه میانی ساجیتال<sup>۴</sup> (صفحه‌ای که بدن را به دو قسمت مساوی چپ و راست تقسیم می‌کند) متقارن است مدل‌سازی می‌شود. مدل المان محدود با استفاده از نرم‌افزار ABAQUS نسخه ۶/۹ طراحی شده است. نوع و تعداد المان‌های مدل در جدول ۱ نشان داده شده است. عملکرد مکانیکی دیسک مصنوعی ارزیابی می‌شود و نتایج با واکنش دیسک طبیعی مقایسه می‌گردد.

<sup>1</sup> In vivo

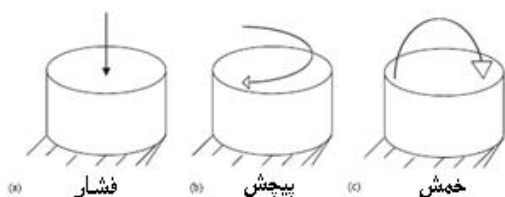
<sup>2</sup> In vitro

<sup>3</sup> Finite Element Model

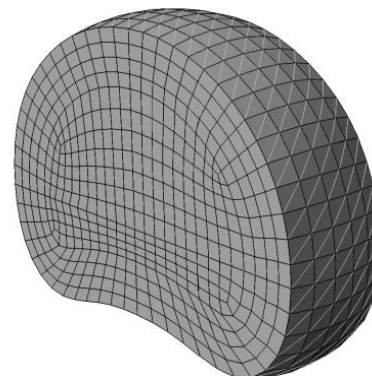
<sup>4</sup> Midsagittal plane

<sup>5</sup> Annulus Fibrosis

مرجع مقید می‌گردد و تمام بارگذاری‌ها به نقطه مرجع مفروض وارد می‌شود.



شکل ۲- شرایط بارگذاری در مدل دیسک بین مهره‌ای



شکل ۳- مدل ۳ بعدی المان محدود دیسک بین مهره‌ای طبیعی

### ۳- نتایج

#### ۳-۱- فشار

##### ۳-۱-۱- ارزیابی مدل

صحت و درستی مدل المان محدود با اعمال بار فشاری فیزیولوژیک معادل ۴۰۰ نیوتن به دیسک طبیعی ارزیابی می‌شود. مدل، جابه‌جایی عمودی (کاهش در ارتفاع) ۰/۵۸ میلی‌متر را نشان داد که به خوبی با نتایج تجربی به اندازه ۰/۵۱ میلی‌متر با انحراف ۰/۲۴ میلی‌متر موافقت دارد. همچنین فشار داخل دیسک تحت اعمال همین بار فشاری برای مدل معادل ۰/۳۶ مگا پاسکال محاسبه شد که در محدوده مقادیر تجربی اندازه‌گیری شده به میزان ۰/۲۰۳ تا ۰/۴۳۰ مگا پاسکال است. بیشترین میزان تورم مدل در جهت شعاعی معادل ۰/۲۳ میلی‌متر محاسبه شده است که باز هم در محدوده نتایج تجربی ۰/۲۵±۰/۴۲ میلی‌متر تحت همین شرایط بارگذاری برای دیسک طبیعی است [۱۰ و ۱۶].

##### ۳-۱-۲- بهینه‌سازی خواص الاستیک دیسک مصنوعی

در این مدل‌سازی، نوکلئوس پولپوزوس<sup>۱</sup> (NP) به طور کامل با یک ماده الاستیک و لایه‌های AF با یک ماده الاستیک دیگر جایگزین می‌شود. هدف بهینه‌سازی، حفظ ارتفاع دیسک و انعطاف‌پذیری دیسک مصنوعی تحت شرایط بارگذاری است. به منظور تعیین خواص مواد مطلوب برای کاشت، تاثیر تغییرات مدول الاستیک و نسبت

#### ۳-۲- خواص مواد

خواص به کار رفته در مدل المان محدود و دیسک طبیعی در جدول ۲ آورده شده است. این خواص قبلاً به صورت آزمایشگاهی و تجربی محاسبه شده‌اند و ثابت شده است که به خوبی می‌توانند رفتار مکانیکی دیسک را پیش‌بینی کنند. ماده زمینه‌ای و نوکلئوس به صورت ماده الاستیک ایزوتروپ (خواص یکسان در تمام ماده و مستقل از جهت) [۱۳ و ۱۲]. و فیبرهای AF با خواص متفاوت در هر لایه و نیز عدم مقاومت در فشار در نظر گرفته می‌شوند [۱۵ و ۱۴].

جدول ۲- خواص به کار رفته در مدل المان محدود دیسک طبیعی

نسبت پواسون (ν)	ضریب الاستیک (E)	
	بر حسب مگاپاسکال	
۰/۴۵	۴/۲	ماده زمینه‌ای AF
۰/۳	۳۵۷/۵-۵۵۰	فیبرهای آنالوس
۰/۴۹۹	۱	نوکلئوس پولپوزوس

#### ۳-۲- شرایط مرزی و بارگذاری

بارگذاری‌ها به شکل نیرو و گشتاورهایی به مرکز جرم سطح فوقانی دیسک بین مهره‌ای وارد می‌گردد. در حالیکه سطح تحتانی دیسک در تمامی جهات ثابت می‌شود. ۳ نوع بارگذاری در نظر گرفته می‌شود: فشار محوری، گشتاور چرخشی حول محور عمودی و گشتاور خمشی در صفحه قدامی (شکل ۲). برای اعمال بارگذاری‌ها، یک نقطه مرجع خارج از دیسک و بالای مرکز جرم دیسک در نظر گرفته می‌شود. سطح فوقانی دیسک در تمامی جهات به نقطه

<sup>۱</sup> Nucleus Pulposus

جابه‌جایی در جهت Z کاهش در ارتفاع دیسک را نشان می‌دهد و بیشترین میزان جابه‌جایی در دو جهت دیگر به عنوان میزان بالچ یا بادکردگی دیسک برای مقایسه در نظر گرفته می‌شود.

ابتدا با توجه به خواص الاستیک دیسک طبیعی، برای هر پارامتر، محدوده تغییرات بزرگی در نظر گرفته می‌شود و میزان خطا در نتایج با دیسک طبیعی مقایسه می‌گردد. سپس، به همین ترتیب بازه تغییرات هر پارامتر محدود تر می‌شود تا نتایج دقیق‌تر و میزان خطای حاصل کمتر شود. پس از کاهش خطا به یک میزان از پیش تعیین شده، کوچک سازی بازه متوقف و در آخرین بازه حاصل پارامترهای بهینه متناظر با کمینه میزان خطا تعیین می‌گردد. تعداد تکرار برنامه بستگی به تعداد تکرار هر پارامتر دارد و از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$N = n(Ea) * n(un) * n(Ea) * n(ua) \quad (1)$$

در این رابطه، N تعداد اجرای برنامه، n(un)، n(Ea)، n(ua) به ترتیب تعداد تکرار مدول الاستیک و نسبت پواسون لایه محیطی است.

پواسون بر پارامترهای متعددی از جمله جابه‌جایی عمودی و میزان بادکردگی و تورم دیسک بررسی می‌شود.

جهت رسیدن به پارامترهای بهینه Ea، ua، En و un که به ترتیب مدول الاستیک لایه محیطی، نسبت پواسون لایه محیطی، مدول الاستیک بخش مرکزی و نسبت پواسون بخش مرکزی می‌باشند، از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۰a استفاده شده است. با فراخوانی نرم‌افزار ABAQUS از محیط MATLAB و دادن پارامترهای مربوط به آن و اخذ خروجی، سپس وارد کردن نتایج آن به محیط MATLAB، پارامترهای بهینه محاسبه شده‌اند. سپس، به کمک برنامه‌نویسی در MATLAB و ایجاد یک حلقه برای مقداردهی به پارامترها در فایل ورودی، برنامه در ABAQUS اجرا می‌شود و نتایج خروجی مدل با دیسک طبیعی مقایسه می‌گردد.

در جدول ۳ میزان جابه‌جایی دیسک طبیعی تحت بار فشاری ۴۰۰ نیوتن آورده شده است.

جدول ۳- جابه‌جایی دیسک در سه جهت X, Y, Z تحت بار فشاری ۴۰۰ نیوتن بر حسب متر

جابه‌جایی در جهت	جابه‌جایی در جهت	جابه‌جایی در جهت
محور X (U1)	محور Y (U2)	محور Z (U3)
۲/۳۲e-۰۵	۲/۳e-۰۴	-۵/۸e-۰۴

جدول ۴- محدوده تغییرات و تعداد تکرار هر پارامتر در هر بارگذاری

	فشار		خمش		پیچش	
	محدوده	تعداد	محدوده	تکرار	محدوده	تکرار
Ea محدوده تغییرات	$3e6 < Ea < 8e6$	۶	$1.0e6 < Ea < 1.2e6$	۸	$2.9e6 < Ea < 3.2e6$	۶
ua محدوده تغییرات	$0.31 < ua < 0.43$	۶	$0.28 < ua < 0.38$	۵	$0.28 < ua < 0.32$	۴
En محدوده تغییرات	$0.5e6 < En < 2e6$	۳	$0.9e6 < En < 1.2e6$	۳	$1e6 < En < 1.3e6$	۳
un محدوده تغییرات	$0.48 < un < 0.499$	۳	$0.44 < un < 0.48$	۳	$0.42 < un < 0.48$	۶
تعداد کل تکرار برنامه	$3 \times 3 \times 6 \times 6 = 324$		$3 \times 3 \times 5 \times 8 = 360$		$6 \times 3 \times 4 \times 6 = 360$	

ازای هر گروه از تغییرات پارامترها متفاوت است. بنابراین، از روش جذر میانگین مربعات ( $RMS^1$ ) مقدار خطا محاسبه می‌گردد. کمینه مقدار خطا و مقدار بهینه برای هر پارامتر در جدول ۵ آورده شده است.

در جدول ۴ تعداد تکرار و محدوده تغییرات هر پارامتر در هر حالت بارگذاری آورده شده است.

بعد از اجرای کل ۳۲۴ حالت در MATLAB، مقادیر خطا بین دیسک مصنوعی و طبیعی در هر بار اجرای برنامه برای دو معیار کاهش در ارتفاع و میزان بادکردگی دیسک محاسبه می‌شود. کمینه مقدار خطا برای هر جابه‌جایی به

<sup>1</sup> Root Mean Square



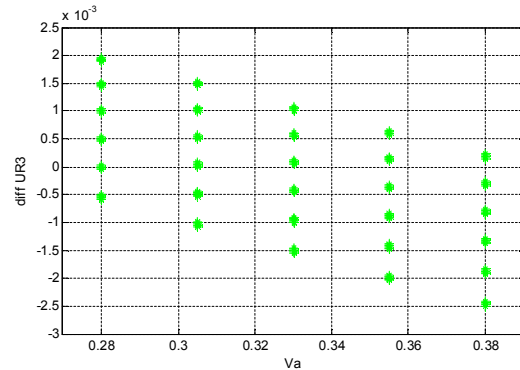
مدل الاستیک در پیچش با داشتن دو مقدار متفاوت برای هر پارامتر، می‌تواند رفتار دیسک طبیعی را به طور کامل و بدون خطا مدل‌سازی نماید.

#### ۴- بحث و نتیجه‌گیری

مقدار کمینه خطا در هر حالت به ازای مقادیر بهینه برای هر پارامتر محاسبه شد. در دیسک طبیعی، درون لایه‌های آنالوس، فیبرهای کلاژن قرار دارند. این فیبرها تحمل فشار را ندارند [۱۰]. یعنی هنگام اعمال بار فشاری به دیسک هیچ مقاومتی از خود نشان نمی‌دهند و تنش در آنها مشاهده نمی‌شود. اما، این فیبرها در کشش مقاومت زیادی دارند و بیشترین تنش دیسک در آنها ایجاد می‌شود. به همین علت، در حالت اعمال بار فشاری، مدول الاستیک بهینه برای لایه محیطی (۵ مگاپاسکال  $Ea$ ) که همان بخش آنالوس در دیسک طبیعی است، بسیار نزدیک به مدول الاستیک ماده زمینه‌ای آنالوس ( $4/2$  مگاپاسکال) بدست آمده است. اما در حالت بارگذاری گشتاور پیچشی و خصوصا گشتاور خمشی فیبرها نقش مهمی ایفا می‌کنند. زیرا در این حالت، فیبرها موجب مقاوم‌تر شدن لایه‌های آنالوس می‌شوند و قسمت عمده‌ای از تنش را فیبرهای کشیده شده تحمل می‌کنند. پارامترهای بهینه مدل در هر حالت بارگذاری فشار، خمش و پیچش به طور مستقل محاسبه شدند. با این وجود دیسک مصنوعی باید بتواند رفتار دیسک طبیعی در تمامی شرایط بارگذاری را به خوبی پیش‌بینی نماید. بنابراین، مقادیر محاسبه شده برای هر حالت، در بارگذاری‌های دیگر نیز تست می‌شود تا میزان خطا برای بارگذاری‌های دیگر نیز محاسبه گردد. سپس با روش RMS که یک روش رایج جهت ارزیابی مدل با نمونه اصلی است [۱۹]، پارامترهای بهینه برای خواص الاستیک دیسک مصنوعی و به تبع آن کمترین میزان خطا برای هر سه حالت بارگذاری تعیین می‌شوند.

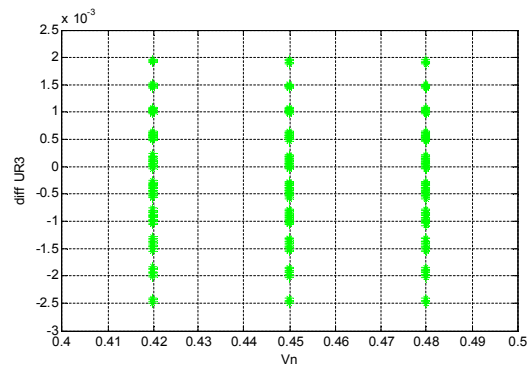
نتایج حاصل برای مقادیر بهینه برای هر یک از پارامترهای مدول الاستیک و نسبت پواسون لایه محیطی، مدول الاستیک

میزان تفاوت بین جابه‌جایی دیسک طبیعی و مصنوعی بر حسب نسبت پواسون هر دو بخش دیسک طبیعی و مصنوعی در شکل‌های ۵ و ۶ نشان داده شده است.



شکل ۵- میزان تفاوت در چرخش حول محور Z (diff UR3) بر حسب نسبت پواسون لایه محیطی ( $Va$ )

جابه‌جایی دیسک طبیعی مدل‌سازی شده تحت گشتاور پیچشی ۵ نیوتن متر که جابه‌جایی چرخشی نقطه کنترلی حول محور Z می‌باشد، معادل  $0/02606$  رادیان است.



شکل ۶- میزان تفاوت در چرخش حول محور Z (diff UR3) بر حسب نسبت پواسون بخش مرکزی ( $Vn$ )

میزان جابه‌جایی دیسک، کمینه مقدار خطا و مقدار بهینه برای هر پارامتر در جدول ۶ آورده شده است.

جدول ۶- مقدار بهینه پارامترها و میزان خطا در هر بارگذاری			
	فشار	خمش	پیچش
Ea (MPa)	۵	۱۱/۱	۲۹/۶ و ۳۰/۲
ua	۰/۳۱	۰/۳۳	۰/۲۰۸ و ۰/۳۰۵
En (MPa)	۱/۴	۱/۰۵	۱ و ۱/۲
un	۰/۴۹۹	۰/۴۴	۰/۴۸
مقدار خطا	$7/8e-06$	$9e-06$	۰ rad
	m	rad	

و نسبت پواسون بخش مرکزی به ترتیب برابر با  $1/8/63$  و  $1/19$ ،  $0/311$ ،  $0/473$  می‌باشد. مگاپاسکال و  $0/473$  می‌باشد.

جدول ۷- مقایسه بین جابه‌جایی دیسک طبیعی و مصنوعی

فشار ۴۰۰ نیوتن (z)	خمش ۵ نیوتن متر (y)	پیچش ۵ نیوتن متر (z)	
$U_3 = -5/8e-4m$ $U_2 = 1/3e-4m$	$UR_2 = 0/0344rad$	$UR_3 = 0/02606rad$	دیسک طبیعی
$U_3 = -3/81e-4m$ $U_2 = 3/96e-5m$	$UR_2 = 0/0290rad$	$UR_3 = 0/03208rad$	دیسک مصنوعی
$-1/99e-04m$ $0/904e-04m$	$0/0054 rad$	$0/0062 rad$	خطا

فیبرهای بیشتری تحت کشش قرار دارند که موجب بالاتر رفتن مقاومت ماده و مدول الاستیک می‌شوند. اما چون دیسک مصنوعی باید بتواند رفتار دیسک طبیعی در تمامی حالات را با کمترین خطای ممکن پیش‌بینی نماید مدول الاستیک نهایی بدست آمده کمتر از مقدار محاسبه شده در بخش ۳-۳ است. کمتر بودن مدول الاستیک به معنای مقاوت کمتر و بنابراین جابه‌جایی بیشتر تحت اعمال گشتاور پیچشی است.

دیسک مصنوعی با خواص الاستیک بهینه محاسبه شده، در بارگذاری فشاری با میزان خطای کمتر از دهم میلیمتر، و هزارم رادیان در پیچش و خمش، رفتار دیسک طبیعی را می‌تواند شبیه‌سازی کند. این میزان نسبت به روشهای فیوژنی که هیچ‌گونه حرکت و انعطاف پذیری در سطح جراحی شده را امکان پذیر نمی‌سازند [۲۰]، رفتار انعطاف پذیری دیسک را به خوبی شبیه‌سازی می‌کند. در تحقیق گراور نیز استفاده از دو روش به ترتیب موجب  $70\%$  و  $10\%$  افزایش در حرکت سطح جراحی شده گردید که مدل ارائه شده در تحقیق حاضر با دقت بیشتر و خطای بسیار کمتر و قابل قبول‌تری رفتار دیسک طبیعی و سالم را می‌تواند پیش‌بینی کند [۹]. در ادامه پیشنهاد می‌شود مدل به یک واحد حرکتی شامل دو مهره و دیسک بین مهره‌ای گسترده شود و تنش در مفاصل فاست<sup>۱</sup> (مفاصل زوائد

هنگام اعمال بار فشاری، دیسک مصنوعی کاهش در ارتفاع ( $U_3$ ) و تورم ( $U_2$ ) کمتری را نسبت به دیسک طبیعی نشان می‌دهد. کمتر بودن میزان تورم دیسک از آمدن فشار اضافی به اعصاب اطراف و ایجاد درد جلوگیری می‌کند. دیسک مصنوعی تحت اعمال گشتاور خمشی یکسان، جابه‌جایی کمتری از خود نشان می‌دهد. در خمش، یک سمت دیسک فشرده و سمت مقابل کشیده می‌شود. در سمت کشیده شده، فیبرها مانند حالت قبل از خود مقاومتی نشان نمی‌دهند و در واقع مدول الاستیک آن سمت معادل با مدول الاستیک ماده زمینه‌ای است. اما در سمت دیگر که کشیدگی رخ داده است، فیبرها بخش عمده تنش را تحمل می‌کنند و مدول الاستیک آن بیشتر تحت تاثیر فیبرها و در نتیجه بسیار بزرگتر از مدول الاستیک ماده زمینه‌ای است. چون در دیسک مصنوعی برای ناحیه آنالوس یک ماده الاستیک در نظر گرفته شده است، خواص آن باید به گونه‌ای تعیین شود که کمترین خطا را برای هر دو بخش کشیده و فشرده شده دیسک شبیه‌سازی کند.

چرخش دیسک حول محور عمودی عبوری از دیسک تحت گشتاور یکسان بیشتر از دیسک طبیعی است. در محاسبه خواص الاستیک برای دیسک مصنوعی در بخش ۳-۳ مشاهده شد که با انتخاب مقادیر مناسب مقدار اختلاف آن با دیسک طبیعی به صفر می‌رسد و مدول الاستیک بالاتری نسبت به دو حالت دیگر محاسبه می‌گردد. زیرا، در پیچش

<sup>1</sup> Facet joints



MATLAB و آقایان مهندس فرید محمودی و مهندس میثم سروش به خاطر راهنمایی‌هایشان در نرم‌افزار ABAQUS دارند.

عرضی مهره‌ها) و صفحات انتهایی نیز محاسبه شوند و این موارد نیز علاوه بر موارد یاد شده در این تحقیق جهت بهینه‌سازی مورد توجه قرار گیرند.

## ۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله بدین وسیله مراتب تشکر خود را از خانم مهندس الهام قوچانی به علت راهنمایی در نرم‌افزار

## منابع

1. Zhang QH, Teo EC. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. *Med Eng Phys.* 2008;30(10):1246-56.
2. Suk Shin D, Lee K, Kim D. Biomechanical Study of Lumbar Spine with Dynamic Stabilization Device Using Finite Element Method. *J Computer-Aided Design.* 2007;39:559-67.
3. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: A multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J.* 2002;11 Suppl 2:S170-8.
4. Grob D, Benini A, Junge A, Mannion AF. Clinical experience with the dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(3):324-31.
5. Gan JC, Ducheyne P, Vresilovic E, Shapiro IM. Bioactive glass serves as a substrate for maintenance of phenotype of nucleus pulposus cells of the intervertebral disc. *J Biomed Mater Res.* 2000;51(4):596-604.
6. White AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine.* 2nd ed. Lippincott-Raven; 1990.
7. Goel VK, Grauer JN, Patel TCh, Biyani A, Sairyo K, Vishnubhotla S, et al. Effects of charite artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(24):2755-64.
8. Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Effect of total disc replacement with ProDisc on intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(7):738-43.
9. Grauer JN, Biyani A, Faizan A, Kiapour A, Sairyo K, Ivanov A, et al. Biomechanics of two-level Charite artificial disc placement in comparison to fusion plus single-level disc placement combination. *Spine J.* 2006;6(6):659-66.
10. Yao J, Turteltaub SR, Ducheyne P. A Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Analysis of The Mechanical Behavior Of Tissue Engineered Intervertebral Discs Under Complex Loads. *Biomaterials.* 2006; 27(3):377-87.
11. Kasra M, Shirazi-Adl A, Drouin G. Dynamics of human lumbar intervertebral joints. *Spine (Phila Pa 1976).* 1992;17(1):93-102.
12. Zhong ZC, Wei SH, Wang JP, Feng CK, Chen CS, Yu CH. Finite Element Analysis Of The Lumbar Spine With A New Cage Using a Topology Optimization Method. *Med Eng Phys.* 2006;28(1):90-8.
13. Fantigrossi A, Galbusera F, Raimondi MT, Sassi M, Fornari M. Biomechanical Analysis of Cages For Posterior Lumbar Interbody Fusion. *Med Eng Phys.* 2007;29(1):101-9.
14. Chen SH, Zhong ZC, Chen CS, Chen WJ, Hung C. Chen. Biomechanical Comparison between Disc Arthroplasty and Fusion. *Med Eng Phys.* 2009;31(2):244-53.
15. Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Khandha A. Biomechanical rationale for using polyetheretherketon (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion-A finite element study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(26):E992-8.

16. Campbell-Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras W. The Prediction of Lumbar Spine Geometry; Method Development and Validation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(5):455-64.
17. Pollintine P, Przybyla AS, Dolan P, Adams MA. Neural arch load-bearing in old and degenerated spines. *J Biomech*. 2004;37(2):197-204.
18. Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. Mechanical Response of A Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined With Compression. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986;11(9):914-27.
19. Root mean square deviation. Available at: [http://en.wikipedia.org/wiki/Root\\_mean\\_square\\_deviation](http://en.wikipedia.org/wiki/Root_mean_square_deviation). Accessed Sep 14, 2011.
20. Passuti N, Delecrin J, Romih M, Brossard D. Posterolateral fusion. In: Gunzburge R, Szpalski M, Andersson GBJ, editors. *Degenerative disc disease*. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.