

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه آزاد اسلامی

واحد رامسر

دانشکده مهندسی پزشکی

پایان نامه کارشناسی مهندسی پزشکی (بیومکانیک)

عنوان :

بررسی اثر نیروهای بین مهره ای بر روی کیج های استوانه ای و مکعبی در ستون فقرات
و مقایسه تنش های حاصله در آنها به روش المان محدود در نرم افزار ABAQUS

استاد راهنما :

جناب آقای دکتر علی وظیفه دوست

ارائه دهنده :

حمیدرضا فرومند

سال تحصیلی : 1391-1392

چکیده :

با مطالعه نحوه ی پیشرفت درمان بیماری هایی از جمله دیسک بین مهره ای فرسوده (DDD) شامل فتق دیسک ، تنگی مجرای ستون فقرات (Spinal stenosis) ، در رفتگی مهره (Degenerative spondylolisthesis) و کاهش ارتفاع ناشی از فساد بافتی دیسک متوجه کار آمد تر بودن کیج های بین مهره ای در روش Interbody spine fusion خواهیم شد [1،2] . مزیت کیج های مختلف نسبت به جایگذاری استخوان متراکم بین دو مهره ، منجر به استفاده ی گسترده جراحان از این سیستم درمانی شده است.

با در نظر گرفتن نقش اساسی کیج ها در درمان و با توجه به این که درد کمر دومین دلیل مراجعه پزشکان در ایالات متحده میباشد [3] و هزینه ای سالانه معادل 100 میلیون دلار را به خود اختصاص میدهد [4] ، تحقیق بررسی در مورد خواص مکانیکی مدل های مختلف کیج منجر به شناخت فاکتور های طراحی و سعی در بهینه کردن آنها به منظور طراحی کیج با حداکثر مزیت خواهد شد.

در این پروژه با مطالعه بر روی کیج های پرکاربرد (مکعبی و استوانه ای) ، فاکتور های اصلی و کلیدی طراحی استخراج و در نهایت با استفاده از نرم افزار توزیع تنش بر روی ترکیبی از طرح های موجود بررسی شده است.

تقدیر و تشکر

سپاس و ستایش مر خدای را جل و جلاله که آثار استحکام او بر چهره روز روشن، تابان است و انوار حکمت او در دل شب تار، درفشان. آفریدگاری که خویشتن را به ما شناساند و درهای علم را بر ما گشود و عمری و فرصتی عطا فرمود تا بدان، بنده ضعیف خویش را در طریق علم و معرفت بیازماید

در این جا لازم می دانم از تمامی عزیزانی که مرا در انجام و تدوین این پروژه با تمام وجود یاری و راهنمایی نمودند، مخصوصاً استاد ارجمند جناب آقای دکتر وظیفه دوست که با راهنماییهایشان مرا در به پایان رساندن پایان نامه حاضر یاری نموده و سرکار خانم مهندس رحیمی پور مدیر عامل محترم شرکت نمونه که زحمات زیادی را برای بنده کشیدند و حق استادی بر گردن بنده دارند کمال تشکر و قدردانی را داشته و از خداوند منان برای این عزیزان آرزوی سلامتی و توفیق روز افزون مسألت می نمائیم.

حمیدرضا

فیرومند

زمستان 92

فهرست

3	چکیده
7	فصل اول : مقدمه
8	1-1 هدف
8	2-1 آناتومی ستون مهره
13	3-1 بیومکانیک ستون مهره ها
14	1-3-1 جریان در نخاع
16	2-3-1 نیروهای وارده بر ستون فقرات ناحیه کمر
17	3-3-1 بررسی منشاء پدیداری نیروها
21	4-1 بیماری های ستون فقرات کمری و دیسک بین مهره ای کمری
23	1-4-1 گسیختگی دیسک
25	2-4-1 سیاتیک
26	3-4-1 فساد بافتی دیسک
27	4-4-1 درد مفصل بین مهره ای فاسد
27	5-4-1 شکستگی مهره و دررفتگی مهره
28	5-1 درمان بیماری های دیسک بین مهره ای کمری به کمک کیج
29	1-5-1 انواع کیج

32 فصل دوم : تاریخچه
33 1-2 ضرورت انجام این طرح ..
34 2-2 روند پیشرفت طراحی کیچ های بین مهره ای کمر
36 فصل سوم : نرم افزار ABAQUSE
37 1-3 مقدمه ای بر روش اجزای محدود
39 2-3 معرفی نرم افزار ABAQUSE
42 3-3 اجزا و قطعات یک مدل در نرم افزار ABAQUS
43 فصل چهارم : طراحی کیچ ، مواد و روش ها
44 1-4 طراحی کیچ ..
44 2-4 شروع مدلسازی با نرم افزار ABAQUSE
46 3-4 متریال کیچ و مهره ها
50 فصل پنجم : نتایج
60 فصل ششم : بحث
61 1-6 مزایا و معایب سه روش جایگذاری کیچ
61 2-6 مقایسه ی تعدادی از کیچ های PLIF از نظر نوع رزوه و سطح تماس آنها
63 3-6 نکات
64 فصل هفتم : جمع بندی و نتیجه گیری
66 فصل هشتم : مراجع

فصل اول:

مقدمه

هدف:

هدف از انجام این پروژه بررسی و شناسایی فاکتورهای تاثیر گذار در طراحی یک کیج و انتخاب بهترین فاکتورهای اثبات شده از نظر مقالات موجود تا این زمان و دستیابی به ایده هایی جهت اعمال تغییراتی در این فاکتورها به منظور پیشنهاد طرحی کارآمد با امکان ایجاد حداکثر Fusion و حداقل فرونشست و بازیابی ارتفاع بین دو مهره به منظور کاهش فشار از روی اعصاب گذرنده از Foramen مهره می باشد.

روند کار به این صورت می باشد:

- 1- مقایسه ی خواص مکانیکی کیج های پرکاربرد از شرکت های معتبر
- 2- بیان مزایا و معایب این طرح ها
- 3- ارائه ی طرحی تا حد امکان با به کارگیری مزایای طرح های موجود به همراه اعمال تغییراتی به منظور بهینه سازی این طرح ها
- 4- در نهایت ارزیابی چگونگی توزیع تنش در اثر اعمال نیروی فشاری و ممان روی کیج پیشنهادی به روش اجزا محدود

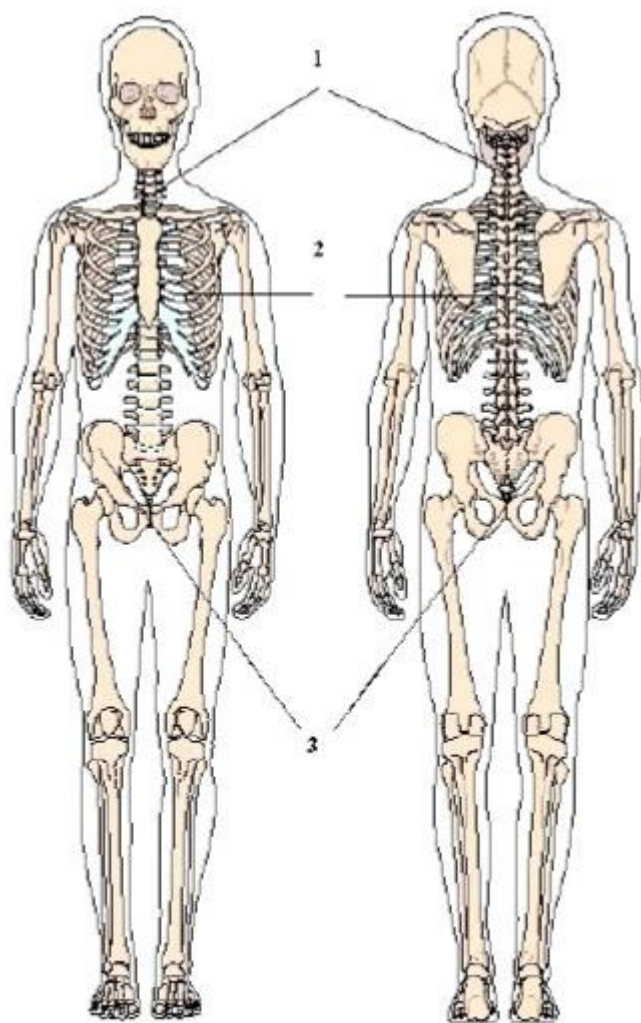
1-2- آناتومی ستون مهره

در این قسمت خلاصه ای از آناتومی ستون مهره ها و واژه های تخصصی مرتبط که در بخش های بعدی به کار خواهند رفت، ارائه می گردد. واژه ی قدامی به قسمت جلوی بدن اشاره دارد و صفت خلفی متضاد قدامی یعنی مربوط به سمت پشت بدن است. پروکسیمال به معنای نزدیک به سر است و دیستال یعنی دورتر از سر. مدیال¹ (داخلی) به معنای نزدیک به صفحه سجیتال مدیال است و لترال² یعنی با فاصله بیشتر از این صفحه.

سیستم اسکلتی- عضلانی تنه (شکل 1-1) تشکیل شده است از : بافت نرم (عضلات ، لیگامانها و غیره) و بافت سخت یعنی ستون مهره ها (1)، قفسه سینه (2) و لگن (3). ستون مهره ها دارای وظیفه ی سنگین تامین هم زمان استحکام و تحرک برای تنه و اجزای آسیب پذیر آن است. قفسه ی سینه و لگن استحکام بیشتری را به تنه می بخشند. قفسه ی سینه (همانگونه که در شکل 1 از دو نمای جانبی و خلفی نشان داده شده است) شامل

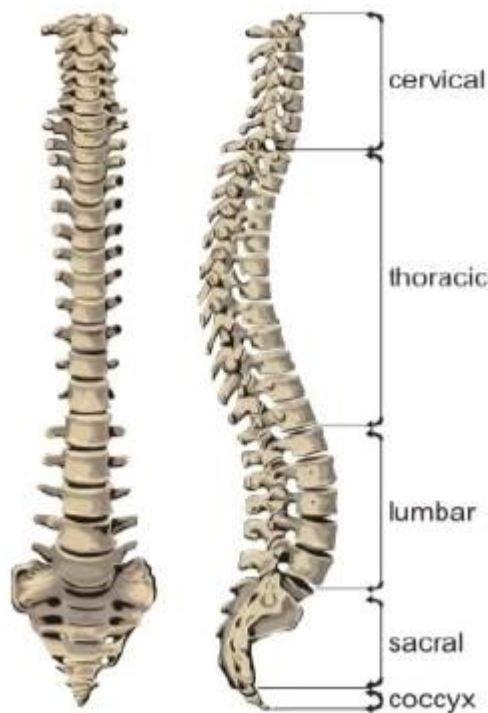
¹ داخلی
² جانبی

12 جفت دنده می باشد. هر دنده از طریق یک مفصل لولایی به یکی از مهره های سینه ای و از طریق یک مفصل غضروفی انعطاف پذیر که امکان حرکت را برای دنده فراهم می سازد، به جناغ متصل می شود.



شکل 1-1- نمای جانبی و خلفی تنه [30]

ستون فقرات دارای 24 مهره ی صلب است که به وسیله ی دیسک های نرم بین مهره ای از یکدیگر جدا می شوند. شکل 1-2 ستون مهره ها را از دو نمای مختلف نشان می دهد. مهره های گردنی کوچکند و وظیفه ی نگهداشتن سر را به عهده دارند. مهره های سینه ای (یا مهره های تنه ای) به قفسه ی سینه متصل هستند. مهره های کمری نسبتاً بزرگ هستند چرا که وزن بدن و حرکت آن بار سنگینی را به این مهره ها وارد می کند. استخوان خاجی از پنج مهره ی یکپارچه بعلاوه ی دنبالچه تشکیل یافته است. استخوان خاجی از طریق دو مفصل ساکروایلیاک به لگن متصل می شود.



شکل 1-2- نمای جانبی و قدامی ستون فقرات [30]

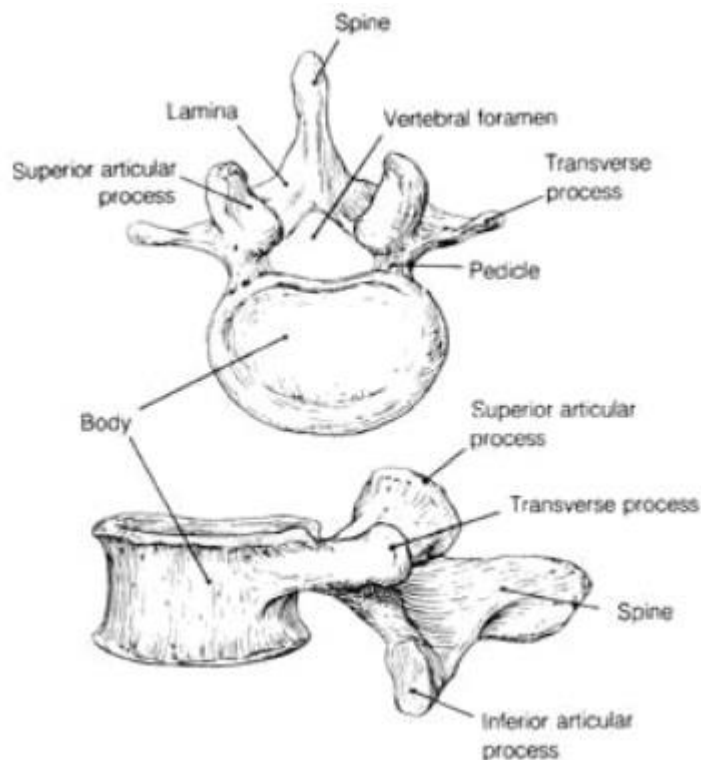
ستون مهره ها دارای انحنای فیزیولوژیکی است که جلوی انتقال شوک ها و ضربات ناگهانی ایجاد شده در اثر حرکت بدن را می گیرد و به مهره ها امکان تحمل وزن بالاتنه را می دهد. در یک تصویر سجیتال، ستون مهره های طبیعی دارای چهار خمیدگی است (شکل 1-2).

- 1- انحنای رو به جلوی ناحیه ی گردنی (لوردوز گردنی)،
- 2- انحنای رو به عقب ناحیه ی سینه ای (کیفوز سینه ای)،
- 3- انحنای رو به جلوی ناحیه ی کمری (لوردوز کمری)،
- 4- انحنای رو به عقب ناحیه ی خاجی (کیفوز خاجی)

ناحیه ی کمری ستون مهره ها همواره با لگن حرکت می کند زیرا آخرین مهره کمری (L_5) به لگن متصل است.

بافت سخت یک مهره (شکل 1-3) تشکیل شده است از: یک جسم مهره در قسمت قدامی قوس مهره ای در وسط و زائده ی خاجی (شوکی)، مفاصل فاست و زائده های عرضی در قسمت خلفی.

چهار زائده ی دیگر واقع بر قوس مهره ای به زائده های مشابه بر روی مهره های بالایی و پایینی متصل شده، مفاصل فاست را می سازند که به مهره ها اجازه ی یک حرکت کنترل شده را می دهد.



شکل 1-3- اجزاء تشکیل دهنده یک مهره را به طور معمول نشان می دهد. [20]

سطوح فاست ها توسط یک کپسول و لیگامانهایی که جزئی از بافت نرم به شمار می آیند، بر روی یکدیگر نگهداشته می شوند. در ضمن بین قوس مهره ای و جسم هر مهره یک بریدگی وجود دارد. بریدگی دو مهره ی مجاور سوراخ بین مهره ای را شکل می دهد. هنگامی که مهره ها به روی یکدیگر قرار می گیرند، این سوراخ ها با هم مجرای مهره ای را می سازند. این مجرا حاوی طناب نخاعی است که با مغز در ارتباط می باشد.

بین دو جسم مهره ای، یک دیسک بین مهره ای قرار دارد که مانند یک دمپر ضربه گیر عمل کرده در پایداری و تحرک ستون مهره ها نقش دارد. تنها استثناء مربوط به مهره های اول و دوم گردنی است که در بین آنها دیسک بین مهره ای وجود ندارد. مهمترین نیروهایی که توسط دیسک بین مهره ای میرا می شوند، نیروهای وارد بر کمر در حین فعالیت های روزانه مانند راه رفتن، دویدن، پریدن و غیره هستند. دیسک بین

مهره ای در قسمت خاجی از لایه های فیبر حلقوی از جنس بافت چقرمه¹ تشکیل یافته است که به آن حلقه ی لیفی² می گویند. این فیبرها یک هسته ی ژلاتینی به نام هسته ی مغزی³ را احاطه می کنند. از طریق تحمل نیروهای کششی، برشی و فشار، حلقه ی لیفی می تواند شوکها و ضربات ناگهانی وارد بر دیسک بین مهره ای را جذب کند. دیسکهای بین مهره ای از طریق یک پوشش غضروفی در صفحات انتهایی جسم مهره ها به مهره ها مرتبط می شوند.

80 تا 85 درصد دیسک بین مهره ای را اب تشکیل می دهد. در هنگام بارگذاری ستون مهره ها، بخشی از این سیال از دست خواهد رفت. هنگامیکه وزن بدن برای 4 ساعت بر روی ستون مهره ها بار وارد می کند، بین 6 تا 13 درصد از سیال هسته ی دیسک بین مهره ای از طریق دهیدراسیون حلقه ی لیفی از دست می رود. در یک وضعیت افقی مثلا در هنگام خوابیدن بار از روی دیسکهای بین مهره ای برداشته می شود و آنها می توانند (با هیدراته شدن مجدد) آب از دست رفته را جبران کنند. این امر سبب می شود که انسان در حین خواب حدود 1 سانتیمتر افزایش قد داشته باشد.

لیگامان ها جلوی حرکات شدید را گرفته، باعث پایداری ستون مهره ها و حفظ ساختارهای زیرین خود می شوند. در قسمت قدامی، جسم کلیه ی مهره های ستون فقرات از طریق یک لیگامان پهن و قوی به نام لیگامان طویل قدامی⁴ به هم مرتبط می شوند. این لیگامان ستون مهره ها را در برابر حرکات شدید رو به عقب محافظت می کند. لیگامان طولی قدامی به دیسکهای بین مهره ای و بخش میانی جسم مهره ها متصل می شود. در قسمت خلفی جسم مهره ها یک لیگامان باریک و با قدرت کمتر به نام لیگامان طولی خلفی⁵، دیسکهای بین مهره ای و جسم مهره ها را به هم مرتبط می کند و سطح قدامی مجرای مهره ای را برای عبور طناب نخاعی شکل می دهد. بالاخره اینکه لیگامانها در طول کل ستون مهره ها قوسهای مهره ای متوالی زواید خاجی (شوکی) مهره های متوالی و زواید عرضی را به هم متصل می کنند. لیگامانها همگی دارای اعصاب بسیاری هستند و بنابراین می توانند منشاء درد (غیر) موضعی باشند. [14]

تمامی این مهره های مرتبط از طریق لیگامانها، تشکیل یک ستون مهره ای انعطاف پذیر را می دهند. با این حال این ستون مهره ها به تنهایی قادر به حفظ تمامی موقعیتهای تنه نیست. عضلات تنه (هم عضلات پشت و

¹ Tough tissue

² Annulus fibrosus

³ Nucleus Pulposus

⁴ Ligamentum longitudinale anterius

⁵ Ligamentum longitudinale posterius

هم عضلات شکمی) عامل پایدار کننده ی ضروری و مهمی برای این ستون مهره های انعطاف پذیر هستند. عضلات پشت حرکات تنه را کنترل می کنند و تشکیل یافته اند از: (الف) عضلات کوتاه که دو مهره را به هم مرتبط می کنند و (ب) عضلات دراز که در بخش بزرگتری از ستون مهره ها امتداد می یابند. عضلات شکمی به قفسه ی سینه متصل می شوند. اگر این عضلات به خوبی شکل گرفته و عملکرد کاملی داشته باشند تونوس آنها قادر به تشخیص شار هیدرواستاتیک بالاتر در ناحیه ی درون شکمی بوده، بخشی از بار را از روی ستون مهره ها بر می دارد.

قفسه ی سینه و لگن هم صلبیت نسبتا بالایی را برای تنه ایجاد می کنند. استخوان خاجی از طریق دو مفصل ساکروایلیاک به لگن متصل می شود. همانگونه که پیشتر اشاره شد ناحیه ی کمری ستون مهره ها همواره با لگن حرکت می کند چرا که آخرین مهره ی کمری به لگن متصل است. [25]

1-3- بیومکانیک ستون مهره ها

انجام تحقیقات کلینیکی به جهت پیشگیری و درمان دردهای شایع ناحیه کمری جزء اولویت های نخست پژوهش های مراکز تحقیقات پزشکی و مهندسی پزشکی است و این در حالیست که بخش قابل توجهی از این دردها، ناشی از ضایعات وارده بر مهره ها می باشد. برخی مواقع قرار گرفتن برخی چیزها روی کمر باعث ایجاد درد دیسک بین مهره ای و زائده مفصلی و خاصره خاجی مفصلی می شود و شکستگی برخی اعضاء از میان این ساختار خطرناک است اما به طور متغیر ممکن است پیوندی نیز در میان آنها بوجود آید. شکستگی برخی فرم های این ساختار می تواند توسط بارگیری مکانیکی در آزمایشگاه تولید شود.

همچنین در برخی موارد با ضعف کردن ژنتیک و وابسته های سنی می توانیم با ملایمت صدمه ای را بر طرف کنیم. بیومکانیک می تواند برای تعیین بارهای نخاعی و حرکات آنها و همچنین تحلیل و توزیع بارها و صدمه های مکانیکی و پیشرفت و مداخله درمانی استفاده شود. به همین منظور علم بیومکانیک به عنوان ابزاری جهت شناخت صحیح فرایند آسیب و یافتن روش های پیشگیری و درمان مطرح است. در این مبحث سعی بر آن است تا به اصول بیومکانیک مهره ها پرداخت شود. لذا ابتدا به بررسی نیروهای وارده بر ستون فقرات ناحیه کمر و به تبع آن عملکرد مکانیکی دیسکهای بین مهره ای اشاره شده است.

1-3-1- جریان در نخاع

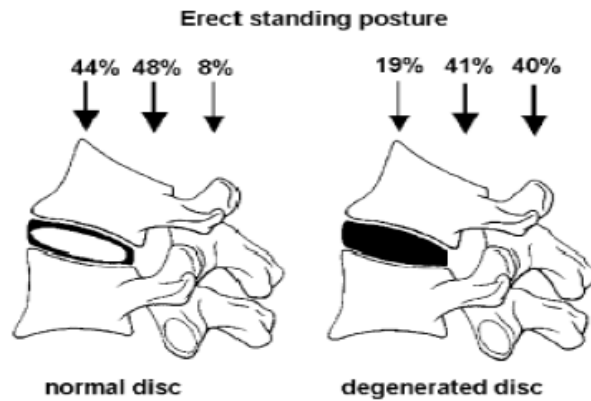
دردهای کمر مربوط به انحطاط نخاع می باشند.

بیشتر بافت نخاعی قادر به افزایش درد هستند اما مدت زیادی است که این دیدگاه وجود دارد که دردهای سخت و شدید و طاقت فرسا معمولاً از طرف میان مهره ها افزایش می یابند و رباط طولی خلفی و فیبرهای حلقوی پیرامونی شامل انتهای اعصاب می باشند. در انحطاط های چندباره و دردهای دیسک ها، اعصاب و مویرگ ها می توانند مرکز هسته نرم را شیاردار نمایند زیرا این دیسک ها تحت فشارهای هیدروستاتیکی که دارای مولفه های عادی در منطق مرکزشان می باشند.

هر بافتی که دارای اعصاب می باشد می تواند به وسیله این تئوری سرچشمه یک درد باشد، مطالعات تحریکات دردی بر روی بیماران آرام تایید می نماید که پاسخ درد اغلب می تواند مجدداً به وسیله ضربه زدن آرام بر روی بافت های حلقوی خلفی به وجود آید. [3]

زائده های مفصلی و خاصره خاجی مکرراً و به سختی دچار درد می شوند، درد پا ابتدا از اعصاب مهره کمری ناشی می شود. مطالعات انجام شده بر روی تصاویر پزشکی به قدرت ثابت کرده که بین درد پشت و انحطاط نخاعی ارتباط قابل متغیری وجود دارد. پیشنهاد شده است که کلمه انحطاط اشاره به ساختار داشته باشد، همانگونه که سلول حیاتی از بافت تغییر می نماید و این مساله را ناشی از برخی فشارهای مکانیکی یا کمبودهای تغذیه ای می دانند.

عامل دیگر موثر در پیشگیری از تغییرات نخاعی و جلوگیری از ایجاد درد، محافظت بافت آسیب دیده جهت وارد شده نیروی کمتر و مراقبت از آن بوسیله بافت سالم می باشد. یک مثال خوب از آن جابجایی نیروی وارده از روی دیسک میان مهره ها با بوجود آوردن قوس بر روی دیسک پایینی صدمه دیده یا از بین رفته می باشد. [4]



شکل 4-1 [29]

تقسیم بار در مهره های کمر در انحطاط دیسک های بین مهره ای تاثیرگذار است. وقتی که دیسک به حالت نرمال است (شکل سمت چپ) قوس عصبی فقط 8 درصد فشار نیروی عملی را تحمل می کند و باقیمانده آن به طور مساوی بین نیمه های قدامی و خلفی بدنه مهره ها توزیع می شود. هر چند انحطاط شدید دیسک (شکل سمت راست) موجب می شود که قوس عصبی تا 40 درصد فشار نیروی تحمل کند در حالیکه بدنه قدامی ستون مهره فقط 19 درصد را تحمل می کند. داده های بدست آمده از قطعه های متحرک مهره های کمری هنگامی که نیروی 2 کیلونیوتن را در حین حالت عمودی ایستاده استخراج شده است.

پیری و از بین رفتن بافت، حتما سبب تغییر در ظاهر و ترکیبات بافت نخاعی می گردد. اما اینها خیلی ارتباط به درد ندارند. از طرف دیگر ساختار انحطاط همانند (Schmorl's nodes) تعبیر میشود.

شکستن داخلی دیسک بین مهره ای و افتادگی دیسک مجموعا باعث ایجاد درد می گردد حتی اگر انحطاط ساختاری قابل پیدا شدن در ستون فقرات باشد.

ژنتیک، پیر شدن و سابقه قبلی در بافت های آسیب پذیر نخاعی صدمه ایجاد می کنند. این آسیبها می توانند زمانی که نیروهای عادی به صورت بی قاعده در بافت ها وارد می شوند یا نیروهای خیلی شدید به بافت های عادی وارد شوند، رخ دهند. مطالعات بیومکانیکی دامنه بسیار وسیعی از نیروهای نخاعی را گزارش می نماید. به عنوان مثال نیروهای فشاری متغیر بین 2 تا 14 کلونیوتن. بیشتر این تغییرات نیروها به ژن منسوب می شوند زیرا مطالعات همه جانبه نشان داده است که وراثت عامل 70 درصد تغییرات مربوط به انحطاط دیسک میان مهره ها است. [12]

ژن هایی که متاثر از ترکیبات بیومکانیک و استحکام اسکلت بافت ها می باشند شامل ژن هایی مربوط به Collagen نوع (IX) و متابولیسم ویتامین D می باشند. ژن های دیگر این امکان را دارند که بر روی اندازه نخاع تاثیر بگذارند و یا مکانیزم هر سلول و تعادل بین ساختمان بافت ها را کنترل نمایند. پیر شدن همچنین بافت های نخاعی را ضعیف می نماید. تغییرات بیومکانیکی در پیر شدن غضروف ها شامل تکه تکه شدن و از بین رفتن proteoglycans می گردد که باعث کاهش خاصیت آب بندی بافت ها و افزایش حلقه ارتباطی بین فیبرهای پروتئین می شود. همچنین افزایش سن، سبب کاهش سطح انرژی مورد نیاز برای شکست می باشد. غضروف و تاندوم بیشتر در معرض آسیب هستند. تخریب بیومکانیکی غضروف با پایین آمدن چگالی سلولها که در ارتباط با سن می باشد، همراه است.

عملکرد سلول های صدمه دیده دیسک را آسیب پذیر نموده و قابلیت بهبود آن از آسیب های مکانیکی را کاهش می دهد. این مساله می تواند توضیح دهد که چرا سیگار کشیدن و تغییرات در نفوذپذیری صفحه پایانی بین مهره های ستون فقرات، با فرسوده شدن و از بین رفتن دیسک در ارتباط می باشد.

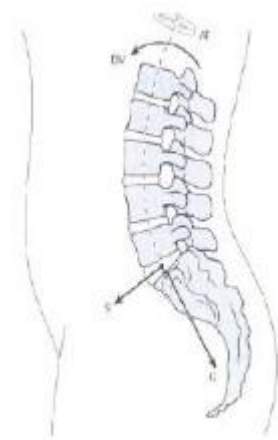
دلیل دیگری که آسیب های فیزیکی و مکانیکی می توانند باعث آسیب دیدن بافت شوند، مربوط به سابقه ی تاریخی آن است. فشارهای متوالی شدید که به استخوان وارد می شوند، می توانند باعث ترک های ریز در استخوان شوند و آسیب های ناشی از کوفتگی نیز می توانند در دیسک های بین مهره ای فقرات انباشته شود. غضروف ها و نرمه ی استخوان توانایی محدودی در ترمیم شکستگی های کوچک دارد. این قسمت ها نمی توانند به سرعت ماهیچه ها ترمیم شوند و این عامل می تواند سبب افزایش نیروی وارده بر ستون فقرات گردد.

مجموعه اثرهای وراثت ژنتیکی، بالا رفتن سن و فشارهای وارده قبلی، می توانند به استحکام بافت های ستون فقرات مانند میزان انبساطشان تاثیر بگذارد که در این حالت جدا کردن استحکام تک تک مهره ها بسیار سخت می شود. این در عمل، باعث می شود تا مشکل بتوان از اندازه گیری های مربوط به بیشینه ی فشارهای وارد بر مهره های کمر در نمودارها استفاده کرد تا احتمال آسیب به کمر را پیش بینی و برآورد نمود.

1-3-2- نیروهای وارده بر ستون فقرات ناحیه کمر

به طور کلی نیروهای وارده بر ستون فقرات را می توان به صورت یک نیروی مجموع در نقطه اثری خاص مطالعه نمود. اجزای تشکیل دهنده نیروی یاد شده عمود بر صفحه میانی دیسک های بین مهره های شامل نیروی فشاری و موازی با دیسک ها شامل نیروی برشی است. در مطالعات سه بعدی همچنین نیروی برشی

جانبی نیز ظاهر می شود که معمولاً به دلیل ناچیز بودن در مقایسه با نیروهای دیگر از آن صرف نظر می گردد. همچنین بخشی از نیروی مجموع وارده بر ستون مهره ها ناشی از خمش و پیچش حول محورهای چرخش در صفحات ساجیتال¹ و فرونتال² میباشد. شکل 5 اجزای نیروی وارده بر ستون مهره های ناحیه کمر را در صفحه دو بعدی ساجیتال نشان می دهد. شایان ذکر است که در مطالعات سه بعدی یک نیروی برشی جانبی و یک ممان خمشی جانبی نیز باید در نظر گرفته شود (در شکل شماره 1-5 به ترتیب نمادهای BM, AT, S, C مبین گشتاور پیچشی، ممان خمشی، نیروی فشاری و نیروی برشی هستند).



شکل 1-5- نیروهای وارده بر ستون مهره های ناحیه کمری [30]

1-3-3-3- بررسی منشاء پدیداری نیروها

یکی از موضوعات قابل توجه در بیومکانیک دیسک های بین مهره ای و به طور کلی ستون فقرات آن است که به طور کلی منشاء پدیداری نیروهای وارده بر ستون مهره ها در ناحیه کمر عبارت از گرانش و تأثیرات اینرسی، ماهیچه ها، فشار داخل شکمی³، فاشیا⁴ و لیگامانها⁵ می باشد.

1-3-3-1- گرانش و تأثیرات اینرسی

گرانش باعث ایجاد یک نیروی عمود بر روی هر بخش از بدن متناسب با وزن آن می شود که در مطالعات تحت عنوان وزن هر جسم تبیین می گردد. هنگامی که یک فرد به صورت ایستاده قرار می گیرد، جرم سر،

¹ Sagittal

² Frontal

³ Intra-abdominal pressure

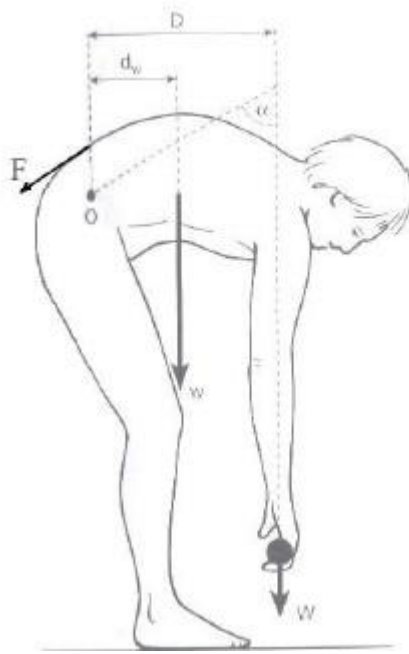
⁴ Fascia

⁵ Ligaments

سینه و دستها به صورت عمودی حدوداً نیرویی معادل با 55 درصد وزن بدن را به ستون مهره های ناحیه کمر وارد می نماید که به طول مثال برای فردی با جرم 70 کیلوگرم معادل با 385 نیوتون می باشد. لذا با در نظر گرفتن این قضیه که مثلاً دیسک L5-S1 در حالت ایستاده حدوداً با زاویه 30 درجه نسبت به افق قرار گرفته است نیروی گرانشی قابل تجزیه به نیروهای فشاری و برشی معادل 335 و 195 نیوتن را تحمل می کند. از طرف دیگر جرم بخشهای مختلف بدن در هنگام افزایش یا کاهش سریع شتاب نیز می تواند باعث ایجاد نیروهای قابل توجهی گردد که ناشی از اینرسی است. طبق قانون دوم نیوتن بسته به شتاب وارده نیروی اینرسی در اجسام به وجود می آید.

1-3-3-2- ماهیچه ها

ماهیچه های پشت و شکم، نقش محافظتی ستون فقرات را به جهت ثابت نگه داشتن آن در وضعیت ایستاده، بر عهده دارند. از طرفی نقش محافظتی در برابر افزایش بیش از حد حرکات خمشی و پیچش محوری از دیگر مواردی است که می توان به ماهیچه های پشت و شکم نسبت داد. با توجه به نقش مذکور، نیروهای کششی تولید شده در این ماهیچه ها باعث ایجاد نیروی فشاری قابل توجهی در دیسک های بین مهره ای می گردد. این در حالیست که در حالت ایستاده و نشسته، کشش ماهیچه ها باعث افزایش نیروی فشاری در دیسک های بین مهره ای کمر تا حدود دو برابر وزن بدن می شود. در حین فعالیتهایی نظیر خم شدن به جلو و بلند کردن اجسام و وزنه ها عضلات پشت باید نیروی بیشتری را جهت غلبه بر نیروی وزن جسم و وزن قسمت فوقانی بدن اعمال نمایند. تخمین میزان نیروی وارده با بررسی دیاگرام جسم آزاد و استفاده از استاتیک مسئله قابل پیش بینی است. به عنوان مثال نیروی فشاری بر دیسک های بین مهره ای و ممان وارده بر عضلات درگیر با ساتفاده از شکل شماره 1-6 مطابق روابط 1 و 2 محاسبه می گردد. [14]



شکل 1-6- دیاگرام جسم آزاد نیروهای وارد بر بدن در حین بلند کردن یک جسم [30]

قابل ذکر است که به طور کلی نیرویی که یک عضله ایجاد می کند ترکیبی از نیروهای فعال در نتیجه شکل گیری پلهای متقاطع در بافت سلولی عضلات و کشش غیر فعال در ساختار غیر قابل انقباض است.

1-3-3-3- فاشیا و لیگامان ها

فاشیا و لیگامان ها ساختارهای غیر فعالی (غیر قابل انقباضی) هستند که می توانند نیروهای کششی بالایی را در امتداد خود تحمل کنند. این موضوع طبق پدیده خمش - واهلش¹ که در آن ماهیچه های پشت در حین خم شدن فرد تا لمس پاها بدون تغییر الکتریکی باقی می مانند اثبات می شود. درگیر شدن فاشیا و لیگامانها تحت عنوان بافتهای غیر فعال در بلند کردن اجسام یکی از مهم ترین بحثهای تحقیقاتی است. زیرا این امر از طرفی می تواند فاکتوری مفید و موثر و از طرفی دیگر مضر تلقی گردد.

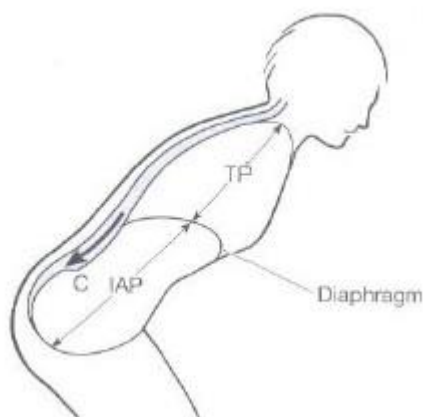
بافت های غیر فعال کشیده شده انرژی الاستیکی را در حالت خم شده در خود ذخیره می کنند و انرژی یاد شده را هنگامی که فرد به صورت ایستاده بر می گردد آزاد می سازند. این امر باعث کاهش کار ماهیچه ها می گردد. لذا به دلیل افزایش بازوی ممان در اثر عملکرد نیرو توسط فاشیا و لیگامانها عملا در ناحیه دیسک های بین مهره ای نیروی فشاری کاهش می یابد. به عبارت بهتر نسبت ممان عضله کشیده شده به نیروی کششی

¹ Flexion-Relaxation

بیشتر است. در عوض در اکثر لیگامانها قوس عصبی به دلیل کمتر نمودن بازوی ممان باعث افزایش فشار دیسکهای بین مهره ای می گردند. به همین دلیل است که عملکرد بافت های غیر فعال یاد شده (شامل فاشیا و لیگامان ها) می تواند در پاره ای از موقعیت ها امری مفید یا مضر واقع گردد.

1-3-4- فشار داخل شکمی

عنوان شده است که افزایش فشار داخل شکمی در حین بلند کردن اجسام به عنوان رابط انتقال بار از شانه به لگن، باعث کاهش نیروی فشاری بر روی دیسک های بین مهره ای است.



شکل 1-7- فشار داخل شکمی و قفسه سینه [30]

چنانچه در شکل 1-7 مشاهده می شود، هنگامی که فردی یک وزنه سنگین را بلند می کند فشار داخل شکمی و فشار قفسه این پتانسیل را داراست که نیروی وارده به شانه ها را مستقیماً به لگن ارجاع دهد. لذا افزایش فشار داخل شکمی باعث کاهش نیروی فشاری (C) در ناحیه کمری ستون فقرات می گردد.

1-3-5- خواص مکانیکی دیسک بین مهره ای

دیسک بین مهره ای یکی از ساختارهای پیچیده بدن انسان محسوب می شود که اتصال دو جسم مهره ای را به عهده دارد. عملکرد اولیه دیسک های بین مهره ای انتقال نیروهای فشاری از یک جسم مهره ای به جسم مهره ای بعدی است که به موجب آن شاهد تغییر فرم و حرکت کوچک دیسکها نیز می باشیم.

دیسک های بین مهره ای بنا به ماهیت ساختاری خود از سختی پائینی برخوردار بوده و لذا می تواند نقش جاذب مکانیکی را در ستون فقرات ایفا کنند. این در حالیست که در قبال نیروهای فشاری، نیروهای برشی، ممانهای خمشی و پیچشی امکان صدمه دیدن این بافت نرم نیز وجود دارد.

دیسک بین مهره ای ترکیبی از بخش هسته که در مرکز قرار دارد و توسط Annulus fibrosis و صفحات غضروفی انتهایی دو مهره ی بالا و پایین احاطه شده است، می باشد.

هسته یک سیال هیدرواستاتیک است و ترکیبی از آب و Aggrecanproteoglycan gel در ترکیبی از کولاژن نوع دو و شبکه ای از فیبرهای الاستین است.

جزء دیگر دیسک، Annulus، ساختاری است که 15 تا 25 لایه ی هم مرکز را دور هسته تشکیل می دهد. هر لایه ترکیبی از فیبرهای کلاژن نوع یک است که این فیبرها در زاویه مثبت و منفی 30 درجه نسبت به افق در لایه های متوالی جهت گیری کرده اند.

دیسک بین مهره ای به دلیل ویژگی های اسمزی Proteoglycans فشار را تحمل می کند. هسته دیسک بنا به خاصیت ژلاتینی، محل توزیع نیروی فشاری است. این نیروی فشاری که تحت فشار هیدرواستاتیکی خود را نشان می دهد باعث تولید تنشهای کششی در ناحیه فیبری¹ می شود.

توانایی دیسک در تحمل Lateral shear, Anterior shear همراه با فشار و Flexion این عضو را مهم ترین جزء تحمل کننده ی بار در کنار فاست ها در ستون فقرات کرده است.

هسه در سال های اولیه زندگی یا در دیسک هایی که به مقدار کم تخریب شده اند مانند یک توده ی ژلاتینی عمل می کند. بار فشاری به دلیل کاهش حجم توده ی ژلاتینی، ارتفاع دیسک را کم می کند. همچنین باعث افزایش فشار هیدرواستاتیکی و برآمدگی لایه های خارجی Annulus می شود. در طول روز نیروی فشاری به این دلیل از ارتفاع دیسک می کاهد که دیسک آب خود را از دست می دهد و فیبرهای کلاژن و ویسکوالاستیک Annulus دچار خزش می شوند. هر دو اثر با استراحت شبانه و دراز کشیدن یعنی در حالتی که باری روی ستون فقرات نباشد، برگشت پذیر هستند.

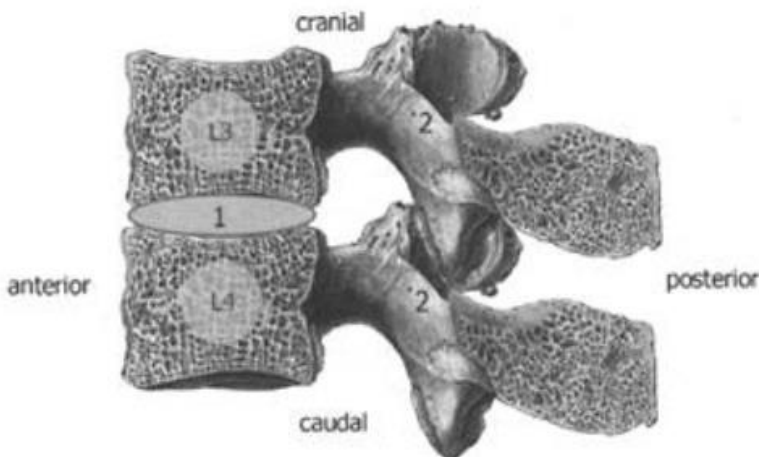
بارگذاری طولانی مدت روی ستون فقرات باعث تورم Annulus و افزایش بار روی Facet joint می شود. دیسک تخریب شده ساختار و عملکرد را تغییر می دهد. [5]

¹ Annulus Fibrosus

نشستن طولانی مدت موجب بار فشاری محوری خواهد شد که ویژگی های ویسکوالاستیک دیسک و مهره را تغییر می دهد.

1-4- بیماری های ستون فقرات کمری و دیسک بین مهره ای کمری

درد می تواند ناشی از دیسک بین مهره ای که در شکل 1-8 با عدد 1 مشخص کشته است باشد، که یا حاد است و با عنوان اختلال اولیه ی مرتبط با دیسک¹ شناخته می شود و یا نتیجه ی تخریب بافتی² مرتبط با گسیختگی درونی مزمن دیسک³ است (که به آن اختلال ثانویه ی مرتبط با دیسک⁴ می گویند). در هر دو مورد، حرکات و عملکردها در صفحه ی سجیتال بیشترین درد را باعث خواهند شد. دوم، درد کمر می تواند ناشی از مشکلات مکانیزم مفصل بین مهره ای فاست⁵ که در شکل 1-8 با شماره ی 2 نشان داده شده است باشد که در هنگام حرکت های سه بعدی بیشترین درد را تولید می کند. افراد جوانتر دارای کمر درد اغلب دچار اختلال اولیه ی مرتبط با دیسک مثل پروتروژن یا پرولیپس هستند که در اثر تغییرات مکانیکی (یا شیمیایی) شدید در دیسک بوجود می آیند در حالیکه افراد مسنتر بالای 40 سال عموماً با اختلال ثانویه ی مرتبط با دیسک مواجهند. ضمناً اختلالات ثانویه ی مرتبط با دیسک اغلب ناشی از دوره های اختلالات اولیه ی مرتبط با دیسک در گذشته هستند.



شکل 1-8 مقطع ساجیتال مهره های سوم و چهارم کمری [19]

-
- ¹ Primary disk-related disorder
 - ² Degradation
 - ³ Chronic internal disk distruption
 - ⁴ Secondary disk-related disorder
 - ⁵ Facet joint mechanism

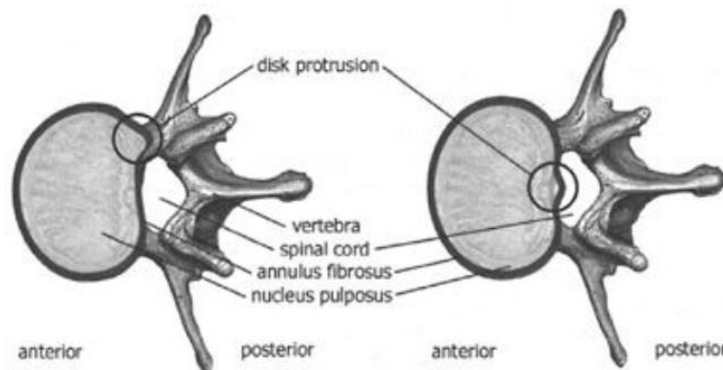
1-4-1- گسیختگی دیسک¹

در یک دیسک سالم پس از رفع یک بارگذاری طولانی هیچ تغییر فرم دائمی بر جا نخواهد ماند. هسته ی دیسک سالم بعنوان ابزاری برای اتلاف انرژی و توزیع مجدد بار عمل می کند و رفتار آن بسته به پروفیل تنش وارده می تواند بسان رفتار یک ماده ی جامد و یا سیال باشد. آسیب مثلا به صفحات انتهایی و تغییرات حاصل از آن در دیسک، موجب افزایش پیکهای تنش در حلقه ی لیفی و کاهش فشار در هسته ی دیسک در حین تحمل بار می شود و این می تواند منجر به گسیختگیهای ساختاری بیشتری گردد. این رفتارها از دیدگاه بالینی به صورت تغییراتی ساختاری نمود پیدا می کنند که فضای بیشتری را برای جابجایی هسته ی دیسک در دسترس قرار می دهند. سه نوع گسیختگی دیسک را می توان تمایز داد:

پروتروژن دیسک² زمانی که ماده ی هسته ی دیسک جابجا شده موجب برآمدگی حلقه ی لیفی میشود پرولپس دیسک³ هنگامیکه جابجایی ماده ی هسته ی دیسک باعث پاره کردن حلقه ی لیفی می شود و اکستروژن دیسک⁴ زمانی که ماده ی هسته ی دیسک از حلقه ی لیفی خارج می شود.

1-1-4-1- پروتروژن دیسک

پروتروژن دیسک زمانی رخ می دهد که در حلقه ی لیفی دیسک شیار از داخل ایجاد شود و ماده ی هسته اجازه ی جابجایی در یک جهت خلفی - میانی یا خلفی - جانبی را پیدا کند. (شکل 1-9)



شکل 1-9- پروتروژن خلفی- جانبی (چپ) و خلفی- میانی (راست) دیسک [17]

¹ Disk Disruption.

² Disk protrusion.

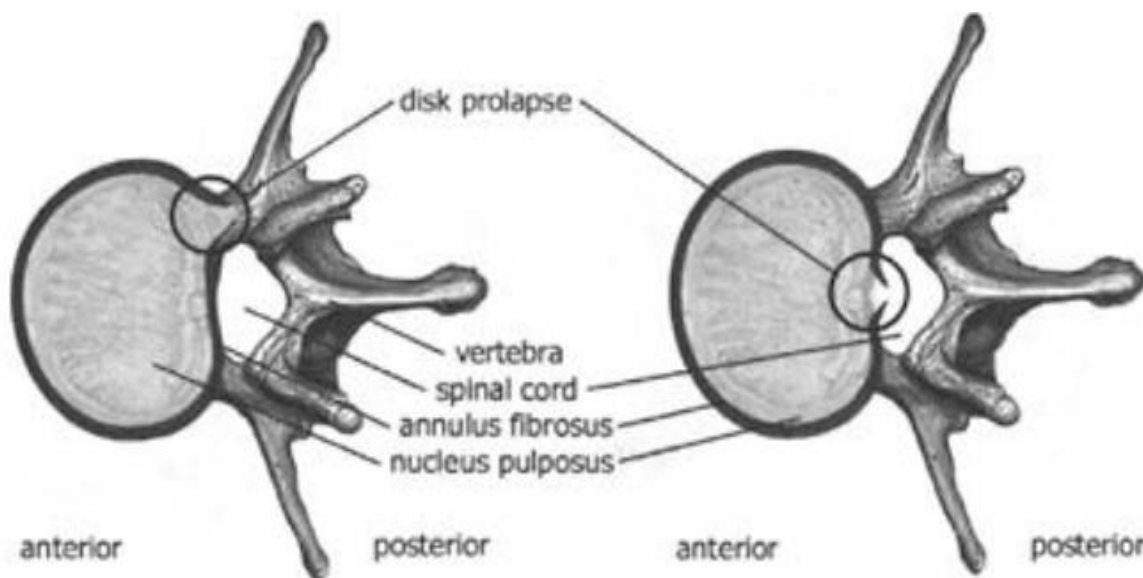
³ Disk prolapsed.

⁴ Disk extrusion.

به خاطر فراوانی سرهای آزاد اعصاب در حلقه ی لیفی، پروتروژن باعث درد ناحیه ی پایین کمر می شود. وقتی پروتروژن به اندازه ی کافی بزرگ باشد که یک ریشه ی عصبی مجاور را تحت بار کششی قرار دهد، بیمار ممکن است درد در پاها را هم تجربه کند که این عارضه سیاتیک خوانده می شود.

1-4-1-2- پرولیپس دیسک (فتق)

پرولیپس شبیه پروتروژنی است که در آن ماده ی هسته ی دیسک از میان شکافی در حلقه ی لیفی حرکت می کند. در پرولیپس، حلقه ی بیرونی شکاف بر می دارد و تنها لیگامان خلفی طولی سالم باقی می ماند که این هم می تواند منشا درد ناحیه ی پایین کمر باشد. جابجایی پرولیپس یا در جهت خلفی - میانی و یا در جهت خلفی - جانبی صورت می گیرد و معمولاً با یک رویداد تروماتیک بیرونی مرتبط است.



شکل 1-10- پرولیپس خلفی- جانبی (چپ) و خلفی- میانی (راست) دیسک

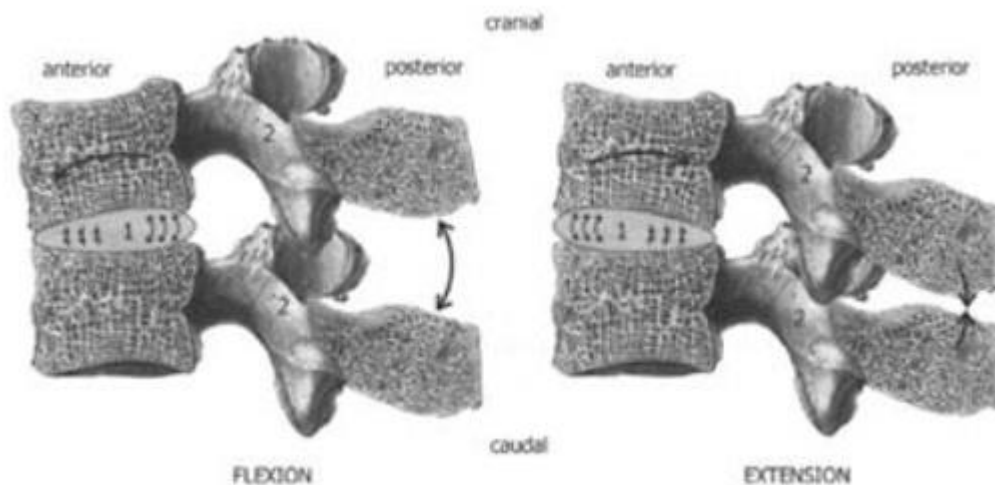
پرولیپس می تواند با یک پاسخ التهابی ناگهانی درون و پیرامون ناحیه ی خلفی دیسک و یا در ریشه های عصبی نخاع مرتبط باشد که این منجر به شروع درد در ناحیه ی پایین کمر، ران، قسمت‌هایی از زانو به پایین و از مچ به پایین پا می شود. این بیماران کششی شبیه آنچه در یک پروتروژن (بطور مثال در هنگام حرکات تنه در صفحه ی سجیتال) مشاهده می شود را تجربه خواهند کرد، البته در پرولیپس در اختیار پزشک قرار می دهد. هر چند که پرولیپس را می توان جدی تر از پروتروژن در نظر گرفت اما بالقوه سریعتر و کاملتر از پروتروژن رفع می شود. ضمناً پرولیپس خلفی- میانی به مراتب جدی تر از پرولیپس خلفی- جانبی است زیرا

در آن لیگامان خلفی- طولی پاره و کانال نخاع توسط ماده ی هسته ی دیسک اشغال می شود. این شرایط در سطوح مهره ای L_4-L_5 , L_3-L_4 شایعترند. در این حال بیمار از درد شدید در ناحیه ی پایین کمر و درد دو پا رنج می برد و سعی می کند با انحنای کیفوز کمری وضعیتی بخود بگیرد که بار از روی دیسک برداشته شود. سرانجام اینکه در سی درصد بزرگسالان سالم و جوان، فتق های دیسک کمری بدون هیچ علامتی وجود دارند. بسیاری از این فتق های دیسک زود التیام می یابند اما می توانند موجب درد مزمن کمر هم بشوند.

3-1-4-1- اکستروژن دیسک

اکستروژن یک اختلاف اولیه ی مرتبط با دیسک است که در آن هم گسیختگی حلقه ی لیفی بیرونی و هم گسیختگی لیگامانهای خلفی- طولی وجود دارد به طوریکه در کیفیتهای هیدرودینامیک دیسک اختلال کاملی پدید می آید و در پی آن جابجایی ماده ی هسته ی دیسک به خارج حلقه ی لیفی رخ می دهد.

پس از یک گسیختگی ساختاری (پروتروژن، پرولپس، یا اکستروژن)، پیکهای تنش ممکن است در حین حرکات تنه (زمانیکه فشار بین دیسکی در طول فلکسیون و یا اسکنتسیون تنه افزایش می یابد)، دچار تغییرات بیشتری شوند. (شکل 1-11).



شکل 1-11- فلکسیون- اسکنتسیون

2-4-1- سیاتیک

سیاتیک اصطلاحی برای درد از بالا به پایین در پاست که علت تحریک عصب اصلی گذرنده از پایینی عصب سیاتیک ایجاد می گردد. مرکز این درد عموماً در محل عبور و خروج عصبها از استخوانهای پایینی

ستون مهره ها (یعنی مهره های کمری) قرار دارد و می تواند منشاهای مختلفی هم اختلالاتی شدید اولیه ی مرتبط با دیسک بطور مثال فتق و هم اختلالاتی ثانویه بطور مثال فساد بافتی دیسک داشته باشد. بطور مثال زمانیکه یک صفحه ی انتهایی دچار گسیختگی می شود دیسک بین مهره ای مورد هجوم عوامل شیمیایی قرار می گیرد. این عوامل شیمیایی به شدت ریشه های عصبها را تحریک می کنند که این به تدریج منجر به گسترش درد ناحیه ی پایین کمر و همچنین درد پا می گردد. در مقایسه با درد پای ناگهانی در افراد جوانتری که از تحریک مکانیکی مرتبط با یک اختلال شدید اولیه ی دیسک رنج می برند این شروع تدریجی درد در پاهای بیشتر در افراد بالای 45 سال مشاهده می شود.

1-4-3- فساد بافتی دیسک

آسیب ثانویه ی مرتبط با دیسک می تواند هم از اختلالات بلند مدت اولیه ی مرتبط با دیسک ناشی شود و هم از فساد بافتی دیسک که منجر به کاهش ارتفاع دیسک و متعاقب آن کماتش حلقه ی لیفی می گردد. در نتیجه ، محورهای حرکت در صفحه ی سنجیتال از دیسک دور می شوند و این باعث اعمال یک بارگذاری غیر فیزیولوژیکی و یک تنش برشی افزایش یافته به دیسک و مفاصل بین مهره ای فاست می گردد.

در یک دیسک سالم پس از رفع یک بارگذاری بلندمدت هیچ تغییر فرم دائمی باقی نمی ماند. هسته ی سالم دیسک به عنوان ابزاری برای اتلاف انرژی و توزیع مجدد بار عمل می کند ضمن اینکه هسته ی دیسک بسته به پروفیل تنش اعمالی می تواند بسان یک ماده ی جامد و یا سیال رفتار کند. این ویژگی تغییر رفتار آنی با افزایش سن و فساد بافتی کاهش می یابد و بدین ترتیب هسته ی مغزی دیسک از یک ماده ی سیالگون به یک ماده ی جامدگون با قابلیت بیشتر برای تغییر فرم دایم و شکست در اثر بارگذاری بلند مدت تبدیل می شود¹. ضمناً دیسک های بخشهای فوقانی ناحیه ی کمری L_3-L_4 و بالاتر یک روند پیری طبیعی را از خود نشان می دهند که طی آن بواسطه ی افزایش فشار هیدرواستاتیک هسته، ارتفاع دیسک افزایش می یابد. برعکس بخشهای L_5-S_1 , L_4-L_5 اغلب دچار یک فساد بافتی تسریع شده همراه با کاهش فشار در هسته کاهش اتلاف تنش، و تغییر مکانیک می شوند که در نتیجه ی آنها ارتفاع دیسک کاهش می یابد و فضای دیسک در یک تصویربرداری (مثلاً رادیوگرافی)، بصورت مسطح دیده می شود. این روند زمینه را برای ایجاد نیروهای برشی بزرگتر در بخش L_4-L_5 فراهم می کند بطوریکه این بخش دارای حداقل مقاومت براحتی ناپایدار می شود. [27]

¹ Latridis et al., 1997.

برخی مولفان¹ ذکر می کنند که مواردی مانند استعمال سیگار، ارتعاش، یا حرکتی غیر فیزیولوژیکی در دیسک (که منجر به اختلال در جریان خون شود)، می توانند PH را تغییر داده، موجب گسترش فساد بافتی تسریع شده گردند.

1-4-4-4- درد مفصل بین مهره ای فاسد

با کاهش ارتفاع دیسک بعلت فساد بافتی، افزایش باری به مفاصل بین مهره ای فاست تحمیل می شود و این می تواند باعث درد ناحیه ی پایین کمر گردد زیرا این مفاصل اعصاب خود را از بخشهای مختلفی می گیرند. درد مفصل بین مهره ای فاست در هنگام حرکت سه بعدی به بیشترین حد خود می رسد اما با اینحال ارزیابی یک حرکت غیر فیزیولوژیکی (بواسطه ی نامتقارنی آناتومیکی مفاصل) دشوار است. نامتقارنیهای بین مفاصل سمت چپ و راست در هر دو صفحه ی عرضی و فرونتال قابل مشاهده هستند این نامتقارنیها تولید یک اختلاف ترک می کنند.² بنابراین پزشکان نمی توانند حرکات گردشی به سمت چپ را با حرکات گردشی به سمت راست مقایسه کنند. به عبارت دیگر فاصله ی بین سطوح فاستها که از طریق رادیولوژی قابل تشخیص است، ظهور بالینی هم خواهد یافت، بطور مثال زمانیکه بیمار در حالت خوابیده، برای قرارگیری در جای خود چرخانده می شود.³

1-4-4-5- شکستگی مهره⁴ و در رفتگی مهره⁵

یکی از دلیل شایع درد ناحیه ی پایین کمر شکست تنشی در یکی از مهره هاست که به آن شکستگی مهره می گویند و معمولا در یکی از مهره های L₄ یا L₅ رخ می دهد. اگر شکست تنشی استخوان را به گونه ای تضعیف کند که دیگر قادر به حفظ موقعیت مناسب خود نباشد مهره ممکن است شروع به لغزش و در رفتن از محل خود کند که این عارضه در رفتگی مهره نام دارد. علت در رفتگی مهره در بزرگسالان معمولا عارضه ی فساد بافتی دیسک است و اغلب در زنان بالای 40 سال اتفاق می افتد. [23]

¹ Goldberg et al., 2000.

² Tuli and Hermanis; 1993.

³ Farfan and Gracovetsky, 1984.

⁴ Spondylolysis.

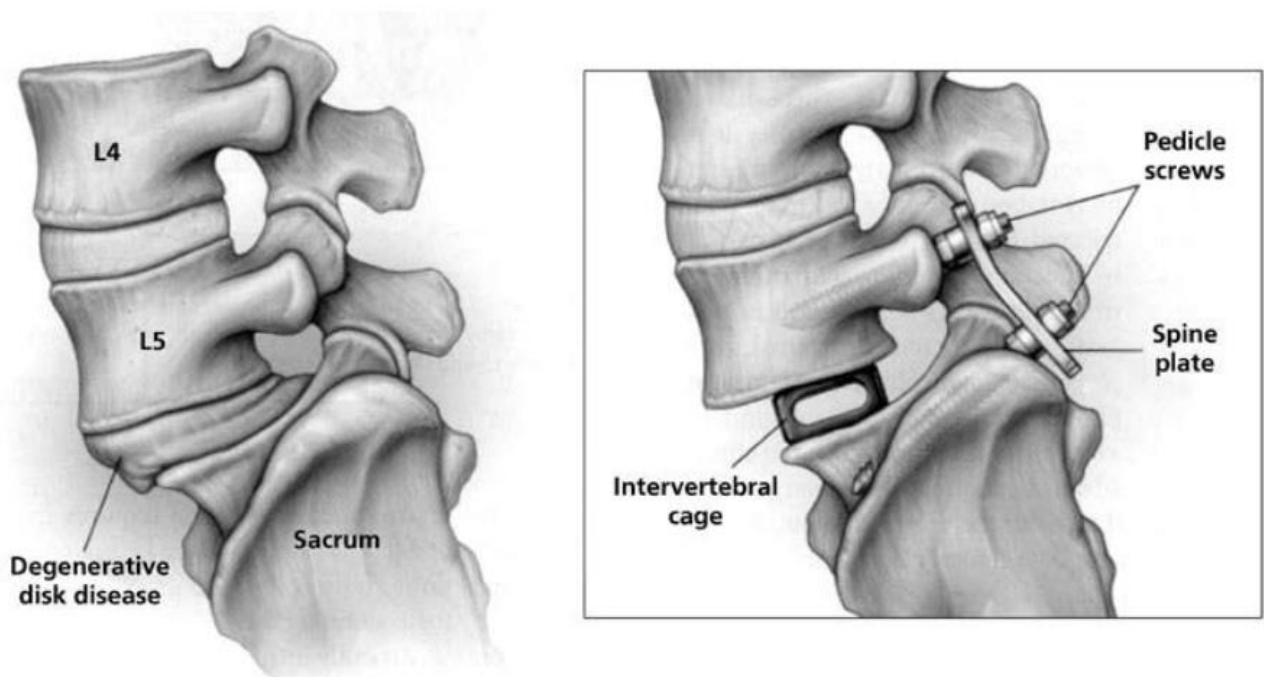
⁵ Spondylolisthesis.

5-1- درمان بیماری های دیسک بین مهره ای کمری به کمک کیج

هدف اولیه ی Spinal fusion کاهش درد و کنترل علائم عصبی از طریق تنظیم مجدد ستون فقرات، بازسازی ارتفاع دیسک سالم برای حفظ ابعاد Foramen و کاهش حرکات کنترل نشده ی بین مهره ها می باشد.

در روش Interbody spine fusion، پیوند استخوانی بین بدنه ی مهره ها، یعنی جایی که دیسک وجود دارد، قرار می گیرد.

در این روش دیسک باید کاملا تخلیه شود و Endplate هم برای قرار گرفتن پیوند باید پاک شوند و در نهایت کیج جایگذاری شود. این کار اجازه می دهد تا Fusion از یک مهره به مهره ی دیگر از طریق Endplate انجام شود.



شکل 12-1 انحطاط دیسک و استفاده از کیج به جای دیسک تخریب شده بین مهره L₅-L₄ [9]

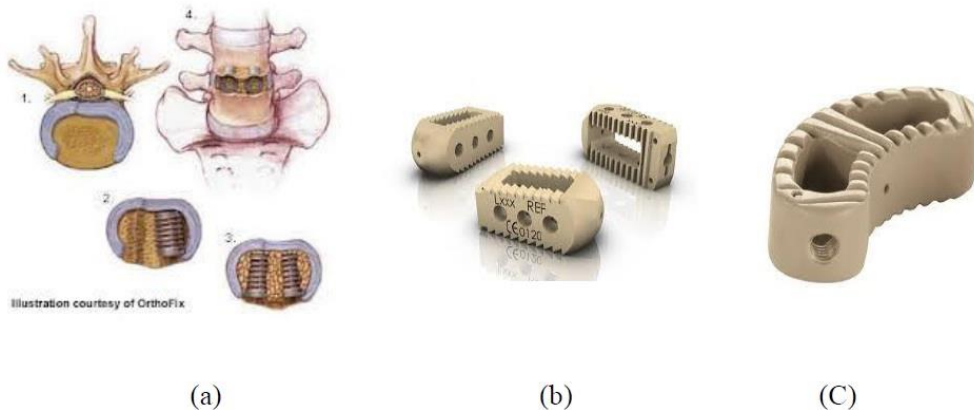
1-5-1- انواع کیج

کیج می تواند با یک برش در شکم از طریق دسترسی از قسمت جلویی Anterior بین دو مهره قرار بگیرد که نام این دسترسی Anterior Lumbar Interbody Fusion (ALIF) است. همچنین کیج می تواند از قسمت کمر، در پشت جایگذاری شود که Posterior Lumbar Interbody Fusion (PLIF) نام دارد یا Transforaminal Lumbar Interbody Fusion (TLIF) یک تفاوت بین PLIF, TLIF زاویه ای است که با آن به دیسک دسترسی پیدا می کنیم ولی هر دو روش از طریق برشی که در کمر بیمار ایجاد می شود انجام می شوند.

پیوند استخوانی داخل کیج ها که نیروهای فشاری مهره را تحمل می کنند، اتفاق می افتد.

مزیت Interbody fusion نسبت به Posterolateral fusion، افزایش سطح برای تماس استخوان است و افزایش توانایی Graft برای سهم بردن از بار موجود روی Anterior column support می باشد. استفاده از هر دو تکنیک Interbody fusion علاوه بر Posterolateral fusion، از نظر تئوری احتمال Fusion را خیلی افزایش می دهد. بی این نوع جراحی معمولا تحت عنوان فیوژن 360 درجه اشاره شده است.

شکل کیج تابعی است از روشی که برای دسترسی استفاده می شود. کیج هایی که در روش ALIF استفاده می شوند به طور کلی بزرگتر و بیشتر دایره شکل هستند. کیج های PLIF عموما مستطیل شکل و راست گوشه هستند. کیج های TLIF معمولا حالت خمیده یا مستطیل شکل دارند.



شکل 1-13-1- ALIF cage (a), PLIF cage (b), TLIF cage (c) [6]

1-1-5-1- متریال مورد استفاده در کیج ها

کیج ها از مواد مختلفی مانند: تیتانیوم (Polyether ether ketone (PEEK) که شبیه به پلاستیک سفت است، ساخته می شود.

جدول 1-1 مقایسه مدول الاستیسیته PEEK و آلیاژ تیتانیوم نسبت به Endpalte و مهره [28]

Material Properties	Endplate	$E=12 \text{ GPa}$ $\nu=0.3$ (Denoz'ere G:Georgia, USA; 2004) ^[14]
	Vertebra	Cortical: $E=12 \text{ GPa}$ $\nu=0.3$
		Cancellous: $E=0.1 \text{ GPa}$ $\nu=0.2$ (Natarajan et al, 1999) ^[15]
	PEEK	$E=3.6 \text{ GPa}$ ^[16] $\nu=0.36$ ^[17]
Titanium alloys	$E=97-210 \text{ GPa}$	

همانطور که در جدول 1-1- مشاهده می شود، مدول الاستیسیته ی PEEK نسبت به آلیاژهای تیتانیوم به مدول الاستیسیته استخوان مهره نزدیک تر است. به همین خاطر پدیده سپرتنش نسبت به استفاده از تیتانیوم کم تر اتفاق می افتد و همین امر بر اساس قانون ولف موجب اعمال تنش به استخوان می شود و استخوان ساختار خود را حفظ کرده و تحلیل نمی رود. همین امر خود شانس Fail شدن ایمپلنت را کاهش می دهد. همچنین استحکام مکانیکی مناسب را برای رشد استخوان فراهم می کند و موجب توزیع بهتر تنش روی سطح کیج می شود و سطح تماس استخوان و کیج را بیشتر می کند و Fusion بهتر را سبب می شود. [14]

ماده PEEK علاوه بر این مزیت مکانیکی نسبت به تیتانیوم این مزیت را هم دارد که قادر به نشان دادن وضعیت استخوان در داخل خودش در برابر تابش X-ray است و تشخیص این موضوع را که آیا Fusion انجام شده است یا نه را آسان می کند.

فصل دوم:

تاریخچه

2-1- ضرورت انجام این طرح:

در طول عمر انسان با توجه به شرایط زندگی ممکن است مشکلات گوناگونی برای بدن به وجود آید و با توجه به این که کمر نقش تامین ثبات بدن را به عهده دارد، درمان مشکلات این ناحیه از بدن از اهمیت فوق العاده زیادی برخوردار است. طیفی از مشکلات این ناحیه مربوط به دیسک بین مهره ای می باشد که برای درمان این ناهنجاری جراحان دیسک را تخلیه کرده و سعی در ایجاد فیوژن بین دو مهره ای که دیسک بین آنها تخریب شده است می کنند.

از جمله موثرترین سیستم های عمل فیوژن بین دو مهره، کیج های مصنوعی بین مهره ای کمر می باشند.

در راستای ایجاد فیوژن باید از کیج هایی استفاده شود که:

- به منظور حفظ ابعاد Foramen، ارتفاع دیسک سالم را بازسازی کند.
- استحکام لازم برای تحمل بارهای وارد بر ستون فقرات را داشته باشد.
- احتمال Fail شدن تثبیت کننده های پشتی را داشته باشد.

کیج های مصنوعی نسبت به ایجاد فیوژن توسط پیوند استخوانی این مزیت را دارند که احتمال جابجایی اولیه پس از جایگذاری خیلی کمتر است.

با این وجود این کیج های بین مهره ای کمر مشکلات و معایبی نیز دارند که از جمله ی آنها می توان به جابه جایی و احتمال آسیب به بافت های مجاور، آسیب به کانال نخاعی، فرونشست و شل شدگی و بنابراین انجام جراحی مجدد را اشاره کرد.

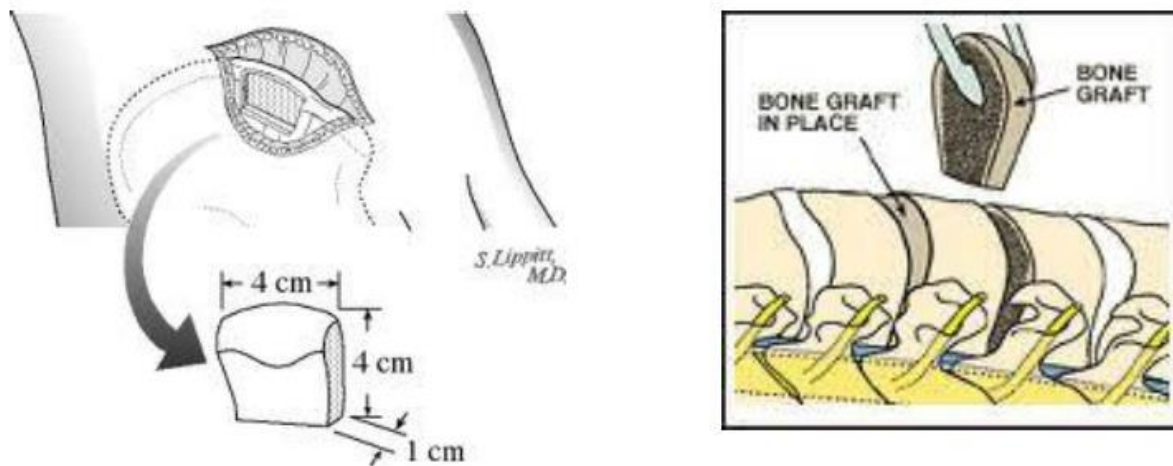
به همین دلیل بررسی فاکتورهای مکانیکی موثر در طراحی کیج و گزینش مزیت های آن ها و در نهایت ایجاد طرحی شامل این مزیت ها به منظور بهینه سازی طرح های قبلی کاملاً ضروری است.

پارامترهای مکانیکی موثر در طراحی کیج که بر روی میزان ایجاد فیوژن تاثیر می گذارند، عبارتند از :

- ابعاد کیج
- نوع رزوه ی موجود در سطح کیج
- هندسه کیج شامل: شکل و سطح پروفیل (Flat, Biconvex)
- حفره های موجود در کیج

2-2- روند پیشرفت طراحی کیج های بین مهره ای کمر

در ابتدا Ralph Cloward جراح اعصاب در جنگ جهانی دوم برای رفع بی ثباتی ستون فقرات از پیوند استخوانی Iliac Crest به جای دیسکتومی تنها استفاده می کرد. هر چند این تکنیک در بازسازی ارتفاع دیسک موفق بود ولی دچار جا به جایی می شد.



شکل 2-1- پیوند استخوانی Iliac crest [28]

با در نظر گرفتن این نکته اولین بار در سال 1970 یک جراح ارتوپد به نام George Bagby یک سبد کوچک از جنس فولاد ضد زنگ پر شده از پیوند استخوان را در قسمت قدامی داخل مهره گردنی اسب با بی ثباتی ستون فقرات قرار داد. در دهه ی 1970 دامپزشکانی مانند Pamela Wagner و Barrie Grant همکاری خود را با Bagby آغاز کردند که منجر به اولین کاشت موفقیت آمیز Bagby Basket در گردن اسب در سال 1977 شد. پس از این که در سال 1984، Bagby طرح خود را در انجمن ستون فقرات آمریکای شمالی ارائه داد، پزشکانی مانند Steven Kuslich نسخه های متفاوتی از طرح اصلی Bagby را برای کاربردهای انسانی ایجاد کردند.

در سال 1988، Bagby مفهوم اتصال قدامی مهره های گردنی برای کاربرد در ستون فقرات انسان در ارتوپدی منتشر کرد.

Bagby Basket, Kuslich , Bagby را به کیج استوانه ای رزوه دار (BAK) Bagby and Kuslich تغییر دادند که از سال 1992 مورد استفاده قرار گرفت.

Fusion cage



شکل 2-2- BAK cage [29]

به طور همزمان یعنی در سال 1991، RAY نیز کیج های اتصالی رزوه دار Ray را ساخت که از میان طرح های متفاوت موجود کیج Ray به دلیل رزوه های عمیق منحصر به فرد بود.

پیشرفت عمده بعدی در سال 1993 یعنی زمانی که Steffee, Brantigan ایمپلنت پلیمری رادیولوسنت تقویت شده با فیبر کربن با مدول الاستیسیته ی نزدیک به استخوان تراکم را منتشر کردند حاصل شد. به دلیل خاصیت رادیولوسنتی، نرخ اتصال می توانست دقیق تر اندازه گیری شود و در مقایسه با کیج های فلزی پدیده سپر تنش کاهش یافت.

موفقیت کارگذاری کیج موجب شد تا در سال 1996 سازمان غذا و داروی آمریکا، استفاده از کیج را به عنوان یک راه درمانی تصویب کند.

در سال 2002 کیج های قابل جذب از جنس پلی لاکتیک اسید توسط Van Dijk مطرح شد که مدول الاستیسیته ی نزدیک به استخوان مهره و قابلیت جذب منجر به جلوگیری از عوارض ناشی از سپر تنش می شد.

این قطعه تا به امروز در زمینه ی خواص مکانیکی از جمله چگونگی ایجاد اتصال با استخوان، توزیع تنش و کاهش پدیده ی سپر تنش پیشرفت های زیادی داشته است. [4]

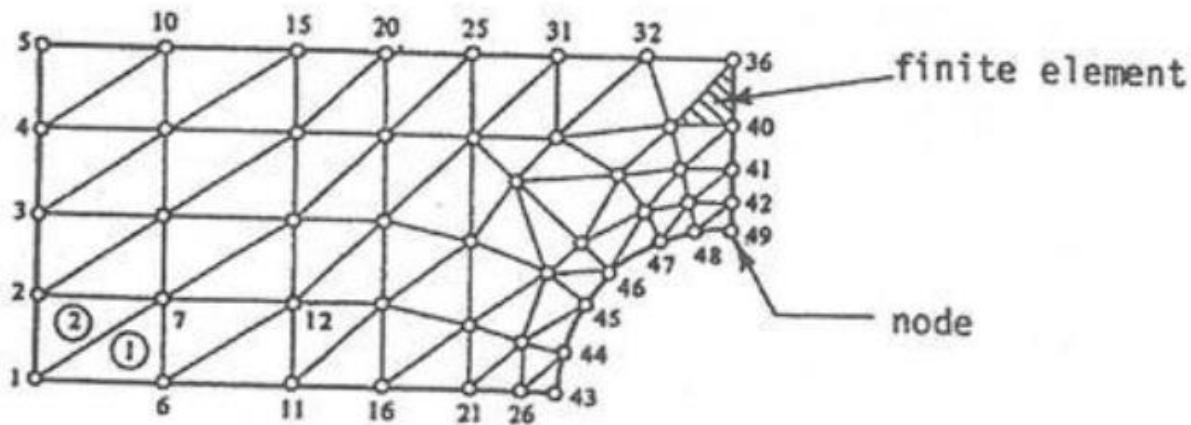
فصل سوم:

نرم افزار

ABAQUS

3-1-1- مقدمه ای بر روش اجزای محدود

در این بخش به بررسی مفاهیم اولیه روش اجزای محدود پرداخته خواهد شد. اولین گام در هر شبیه سازی اجزای محدود تقسیم بندی هندسه واقعی سازه با استفاده از یک سری اجزای کوچکتر با نام المان می باشد. هر المان نشان گر یک جزء جدا شده از سازه است (شکل 3-1). المان ها در نقاطی که به آنها گره گفته می شود به هم متصل می شوند. به مجموعه گره ها و المان ها مش گفته می شود. به تراکم المان ها در هر واحد حجم، سطح یا طول چگالی مش می گویند. در یک آنالیز تنش، جا به جایی ها متغیرهای اصلی بوده و توسط Abaqus محاسبه می گردند. بعد از آن که جا به جایی ها تعیین گردید، می توان کرنش ها و تنش ها را به سادگی با استفاده از آن به دست آورد.



شکل 3-1- المان بندی یک سازه

3-1-1-1- انواع المان ها

در Abaqus مجموعه وسیعی از المان ها در دسترس کاربران قرار گرفته است. این مجموعه وسیع المانی به کاربر توانایی شبیه سازی مسائل مختلف و پیچیده را می دهد.

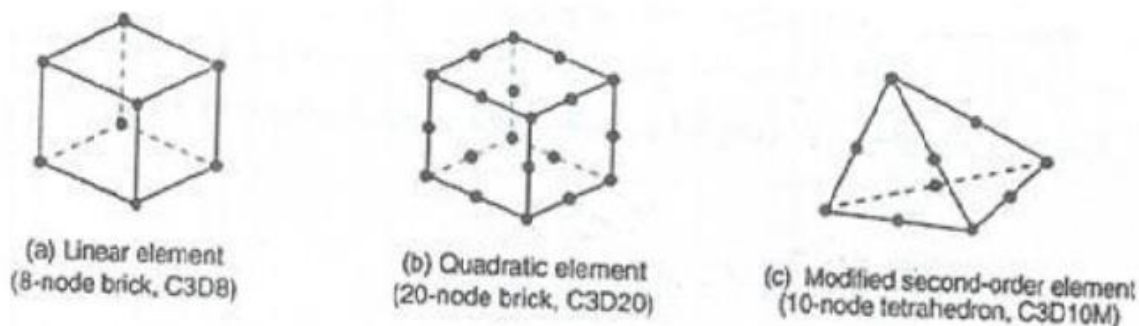
3-1-1-1-1- مشخص کردن یک المان با استفاده از پنج جنبه Family، درجات آزادی، تعداد گره ها، فرمول بندی و انتگرال گیری مشخص می گردد. هر المان در Abaqus دارای یک اسم یکتا مانند C3D81، T2D2 می باشد. اسم هر المان با توجه به جنبه های مختلف نسبت داده شده به آن تعیین می گردد.

3-1-1-2- درجات آزادی

درجات آزادی متغیرهای اصلی هستند که در طول حل محاسبه می شوند. در یک شبیه سازی تنش درجات آزادی همان حرکت های گره می باشد. در برخی از Family ها مانند Beam, Shell علاوه بر درجات آزادی انتقالی، درجات آزادی دورانی نیز وجود دارد. در یک آنالیز انتقال حرارت، دما درجه آزادی برای هر گره می باشد. بنابراین نیاز است المان مورد استفاده در یک آنالیز انتقال حرارت متفاوت با المان استفاده شده در یک آنالیز تنش باشد. هر درجه آزادی در Abaqus با یک شماره مشخص می گردد.

تعداد گره ها

جا به جایی ها، دوران ها، دماها و دیگر درجات آزادی اشاره شده در بخش قبلی فقط در گره ها محاسبه می گردند. در دیگر نقاط المان ها متغیرها از میان یابی نتایج گره به دست می آیند. معمولاً مرتبه میان یابی با توجه به تعداد گره ها در المان تعیین می شود. در شکل 3-2- چند المان با مرتبه های مختلف نشان داده شده است.



شکل 3-2- المان با مرتبه های مختلف

- المان هایی که فقط دارای گره در گوشه های المان می باشند (مانند 8-node brick در شکل 3-2)، از یک میان یابی خطی در هر جهت استفاده می کنند و معمولاً به آن ها المانهای خطی (linear) یا مرتبه اول (first-order) گفته می شود.
- الما ها با گره میانی (مانند 20node brick در شکل 3-2) از یک میان یابی مرتبه دوم استفاده می کنند و معمولاً به آن ها المان های quadratic مرتبه دوم (second-order) گفته می شود.
- المان های triangular یا tetrahedral اصلاح شده با گره میانی (مانند 10-node tetrahedron در شکل 3-2) از یک میان یابی درجه دوم اصلاح شده استفاده می کنند و معمولاً به آنها المان های اصلاح شده یا مرتبه دوم اصلاح شده گفته می شود.

3-2- معرفی نرم افزار ABAQUS

نرم افزار ABAQUS با قابلیت منحصر بفرد خود، به عنوان یک نرم افزار بسیار دقیق تحقیقاتی و کاربردی در صنعت و دانشگاه شناخته شده است. این نرم افزار از جمله نرم افزارهای مربوط به تحلیل المان محدود می باشد و رقیب اصلی نرم افزارهای ANSYS و NASTRAN می باشد.

قابلیت های نرم افزار ABAQUS داشتن رویه های حل *explicit* , *implicit*، دارا بودن مدل های رفتاری پیشرفته و متنوع برای مواد مختلف، امکان ایجاد سریع مدل و ... می باشد. دقت فراوان این نرم افزار در حل عددی و مقایسه آن با حل مثالهای تحلیلی موجب گشته که این نرم افزار به عنوان یک نرم افزار استاندارد دانشگاهی لندن و MIT انتخاب شود.

نرم افزار آباکوس (ABAQUS) از جمله نرم افزارهای قدرتمند اجزای محدود در بازار است. اسم و نشان این نرم افزار از لغت ABACUS در زبان انگلیسی به معنای چرتکه و (ABAX) در زبان یونانی به معنای تخته پوشیده شده با ماسه گرفته شده است. آباکوس قابلیت حل مسایل از یک تحلیل خطی ساده تا پیچیده ترین مدلسازی غیر خطی را دارا می باشد. این نرم افزار دارای مجموعه المان های بسیار گسترده ای می باشد که هر نوع هندسه ای را می توان توسط این المان ها مدل کرد. همچنین دارای مدل های رفتاری بسیار زیادی است که در مدل سازی انواع مواد با خواص و رفتار گوناگون نظیر فلزات، لاستیک ها، پلیمرها، کامپوزیت ها، بتن مسلح، فومهای فوری و نیز شکننده و همچنین مصالحی ژئوتکنیکی نظیر خاک و سنگ، قابلیت بالایی را ممکن می سازد. نظر به اینکه آباکوس یک ابزار مدلسازی عمومی و گسترده می باشد استفاده از آن تنها محدود به تحلیل مسائل مکانیک جامدات (یعنی مسئله تنش کرنش) نمی شود. با استفاده از این نرم افزار می توان مسائل مختلفی نظیر انتقال حرارت، نفوذ جرم، تحلیل حرارتی اجزاء الکتریکی، اکوستیک، تراوش و پیرو الکتریک را مورد مطالعه قرار داد. آباکوس با وجود اینکه مجموعه قابلیت های بسیار گسترده ای را در استفاده از نرم افزار اختیار کاربر قرار می دهد، کار نسبتا ساده ای می باشد. پیچیده ترین مسایل را می توان به آسانی مدل کرد. به عنوان مثال مسایل شامل بیش از یک جزء را می توان با ایجاد مدل هندسی هر جزء و سپس نسبت داده رفتار ماده مربوطه به هر جزء و سپس مونتاژ اجزاء مختلف مدل کرد. در اغلب مدلسازی ها حتی مدل های با درجه غیر خطی بالا کاربر می بایست تنها داده های مهندسی نظیر هندسه مساله، رفتار ماده مربوط به آن، شرایط مرزی و بارگذاری آن مساله را تعیین کند. آباکوس در یک تحلیل غیرخطی، به طور اتوماتیک میزان نموبار و رواداری های همگرایی را انتخاب و همچنین در طول تحلیل

مقادیر آنها را جهت دستیابی به یک جواب صحیح تعدیل می کند. در نتیجه کاربر به ندرت می بایست مقادیر پارامترهای کنترلی حل عددی مساله را تعیین کند.

3-2-1- تاریخچه

ایده اصلی نرم افزار در تز دکترای دیوید هبیت در سال 1972 میلادی تحت عنوان مکانیک محاسباتی بر پایه روش اجزای محدود در دانشگاه براون ارائه شد. در سال 1978 آقای Hibitt به همراه 2 شریک خود Karlsson و Sorenson شرکت HKS را تاسیس کردند و اولین ویرایش آباکوس را منتشر ساختند. در سال 1991 شرکت HKS حل گر ABAQUS/ Explicit را هم به مجموعه نرم افزار اضافه کرد و نرم افزار اصلی خود را منتشر ساخت. سرانجام در سال 1999 اولین نسخه گرافیکی تحت عنوان ABAQUS/ CAE به بازار عرضه شد. اولین نسخه گرافیکی ABAQUS 6.3 بود که شامل 9 ماژول برای مدل سازی حل و استخراج نتایج بود.

3-2-2- بخش های ABAQUS

نرم افزار آباکوس شامل 1 بخش است:

1- Abaqus/ CAE که شامل محیطی برای طراحی و مدلسازی (پیش پردازش) و نمایش گرافیکی نتایج حاصل از تحلیل است.

2- Abaqus/ CFD که یک نرم افزار تحلیل دینامیکی سیالات است و از نسخه 6.2 به بعد به این مجموعه نرم افزاری اضافه شد.

3- آباکوس/ استاندارد که یک تحلیل گر کلی بر مبنای روش اجزای محدود می باشد و از رویکرد انتگرال گیری ضمنی استفاده می کند.

4- Abaqus/ Explicit که یک تحلیل گر خاص اجزای محدود می باشد و از رویکرد صریح برای انتگرال گیری استفاده می کند و برای حل سیستم های غیرخطی شامل مسائل تماس و در حالت بارگذاری گذرا کاربرد دارد.

همچنین این نرم افزار از زبان برنامه نویسی منبع باز پایتون برای برنامه نویسی در داخل نرم افزار پشتیبانی می کند. وجود امکان اسکریپت نویسی در داخل نرم افزار ، قابلیت های مدلسازی آن را دو چندان می کند.

یکی از مهم ترین قابلیت های نرم افزار آباکوس نسبت به سایر نرم افزارهای اجزای محدود موجود امکان ساب روتین تغییر و اضافه کردن به امکانات و کتابخانه های نرم افزار است. قابلیت تحت عنوان ساب روتین نویسی که ابزاری بسیار قدرتمند برای کاربران حرفه ای می باشد. در واقع یک مجموعه کد است که توسط کاربر با استفاده از زبان برنامه نویسی فرترن برای کاربرد خاصی نوشته می شود با استفاده از این قابلیت می توان مواردی نظیر تعریف مدل های رفتاری جدید بارگذاری های خاص و ... را انجام داد.

3-2-3- مبانی نرم افزار ABAQUS

یک تحلیل کامل در برنامه ABAQUS معمولاً از سه مرحله تشکیل شده است:

1- مرحله پیش پردازش

2- مرحله پردازش

3- مرحله پس پردازش

انواع پردازش در ABAQUS به سه مرحله مطابق شکل زیر به وسیله تعدادی فایل با یکدیگر ارتباط دارند.

3-2-3-1- پیش پردازش ABAQUS/ CAE

در این مرحله شما باید مدل مساله را ساخته و یک فایل ورودی آباکوس ایجاد کنید. مدل را معمولاً می توان به صورت گرافیکی با استفاده از ABAQUS/CAE و یا سایر پیش پردازنده ها ایجاد کرد و یا بتوان فایل ورودی آباکوس را با استفاده از یک ویرایشگر متن مثل Notepad ساخت.

3-2-3-2- پردازش استاندارد و یا صریح (ABAQUS)

پردازش که معمولاً به صورت یک روند در پس زمینه اجرا می شود، مرحله ای است که در آن آباکوس استاندارد و یا صریح مساله عددی را که در مدل تعریف شده حل می کند. مثال هایی از خروجی تحلیل تنش عبارت است از تغییر مکان ها و تنش هایی که در فایل های باینری ذخیره می شود و برای مرحله پس از پردازش مورد استفاده قرار می گیرد. بسته به پیچیدگی مساله ای که باید تحلیل شود و قدرت رایانه ای که تحلیل را انجام می دهد، زمان تحلیل می تواند بین چند ثانیه تا چند روز طول بکشد.

3-2-3-3- مرحله پس پردازش (ABAQUS/CAE)

ارزیابی نتایج را می توان بعد از اتمام مرحله پردازش یعنی وقتی که تنش ها تغییر مکان ها و سایر متغیرهای اساسی محاسبه شده اند انجام داد. ارزیابی معمولاً با استفاده از مدول بصری یا سایر پس پردازنده ها انجام می شود. مدول بصری داده های فایل خروجی باینری را می خواند و گزینه های متفاوتی مانند کانتورهای رنگی، انیمیشن، فرم تغییر شکل یافته و یا نمایش داده ها به صورت نمودار برای نمایش نتایج دارد.

3-3- اجزاء و قطعات یک مدل در نرم افزار ABAQUS

مراحل انجام یک تحلیل در ABAQUS از یک فرآیند منطقی و منظم تشکیل شده است. در واقع برای هر بخش مستقل تعریف صورت مساله در محیطی مستقل به نام Module انجام می گیرد. در این قسمت به طور خلاصه با محیط های نرم افزاری ABAQUS/CAE آشنا می شویم.

خلاصه ی عملکرد هر کدام از این محیط های ده گانه به شرح زیر می باشد:

- محیط Part: در این محیط کار مدل سازی هندسی قطعات انجام می گیرد.
- محیط Property: در این محیط کار تعریف خصوصیت مواد مورد تحلیل، تعریف پروفیل سطح مقطع تیر، نسبت دادن خواص تعریف شده به قطعات و... انجام می گیرد.
- محیط Assembly: در این محیط کار مونتاژ قطعات مختلف در صورت وجود در یک تحلیل انجام می گیرد. در واقع موقعیت هندسی قطعات را کاربر تعیین می کند.
- محیط Step: در این محیط گام های حل مساله انتخاب می شوند. در این جاست که کاربر نوع حل گر را نیز مشخص می کند.
- محیط Interaction: در این محیط خاصیت فیزیکی تماس بین سطوح تعیین می شود.
- محیط Load: در این محیط بارگذاری و شرایط مرزی تعیین می گردد.
- محیط Mesh: در این محیط کار المان بندی انجام می شود.
- محیط Job: در این محیط با تعریف یک Job، کاربر شروع حل مساله را به پردازشگر اعلام می کند.
- محیط Visualization: در این محیط کاربر نتایج را مشاهده می کند.
- محیط Sketch: در این محیط کاربر می تواند ترسیمات مختلف دو بعدی را ایجاد کند تا در مدل سازی از آن ها استفاده کند.

فصل چہارم :

طراحی کیج ، مواد و روش ها

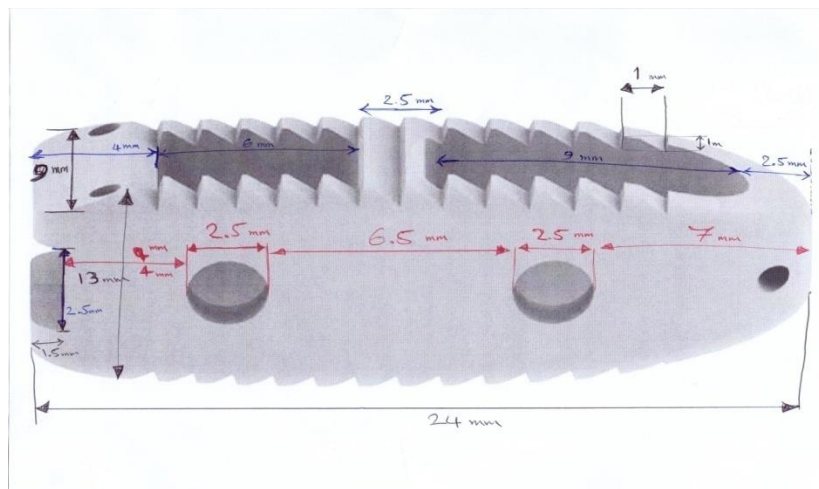
1-4- طراحی ستون فقرات L4 و L5

از آنجائیکه طراحی هندسی مهره های ستون فقرات بسیار مشکل میباشد لذا با Import کردن مهره های مد نظر از نرم افزار راینو در آباکوس ، مهره را در اختیار داریم. این نرم افزار دارای کلیه ی استخوان های بدن با اندازه ی استاندارد واقعی یک فرد بالغ میباشد.

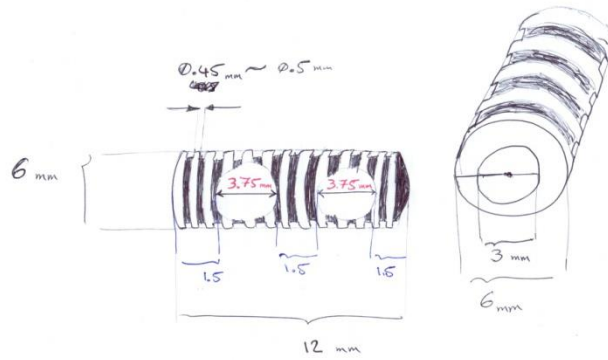
2-4 طراحی کیج ها

با بررسی و مطالعه ی کیج و مقالات تا حد امکان پارامترهای موثر در طراحی شناسایی شد و کیج هایی با مشخصات گفته شده در این بخش طراحی شد.

در این قسمت ما 2 کیج مکعبی و استوانه ای را بررسی میکنیم . بررسی انجام شده نشانگر این مطلب میباشد که کیج های انتخابی از نوع PLIF میباشد مقادیر و اندازه های کیج ها که از داخل مقالات بدست آمده به صورت ذیل میباشد:

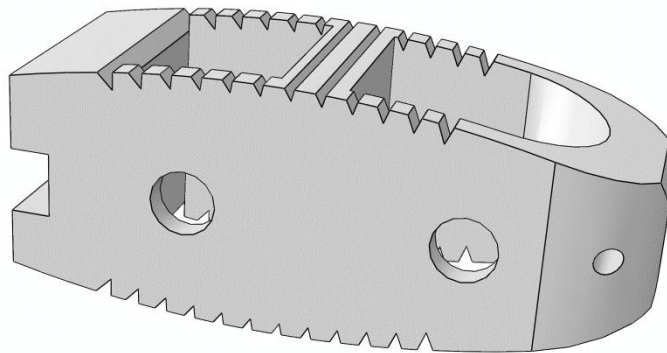


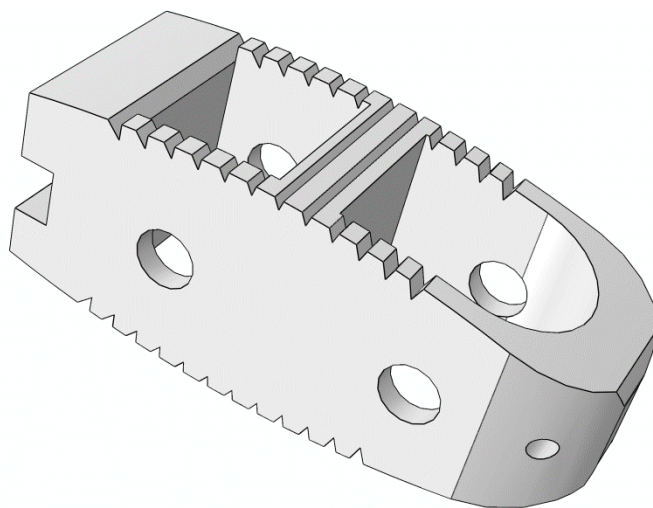
شکل 1-4- اندازه های کیج مکعبی



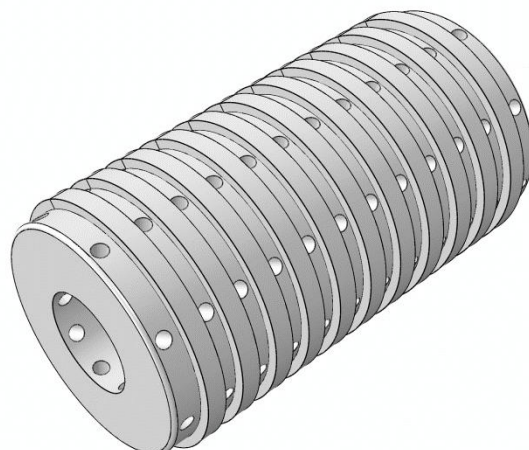
شکل 4-2- اندازه های کیج استوانه ای

سپس هر دو کیج را با هندسه ی فوق در قسمت Part نرم افزار طراحی میکنیم.





شکل 4-3- کیج مکعبی



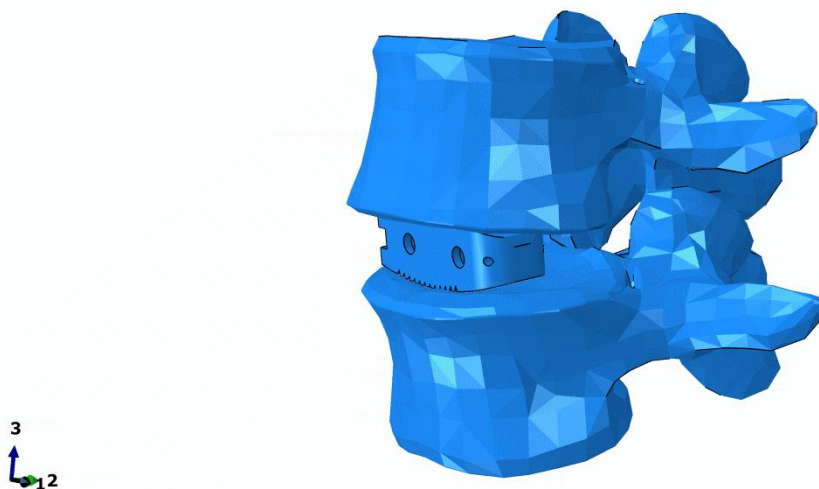
شکل 4-4- کیج استوانه ای

3-4 متریال کیج و مهره ها

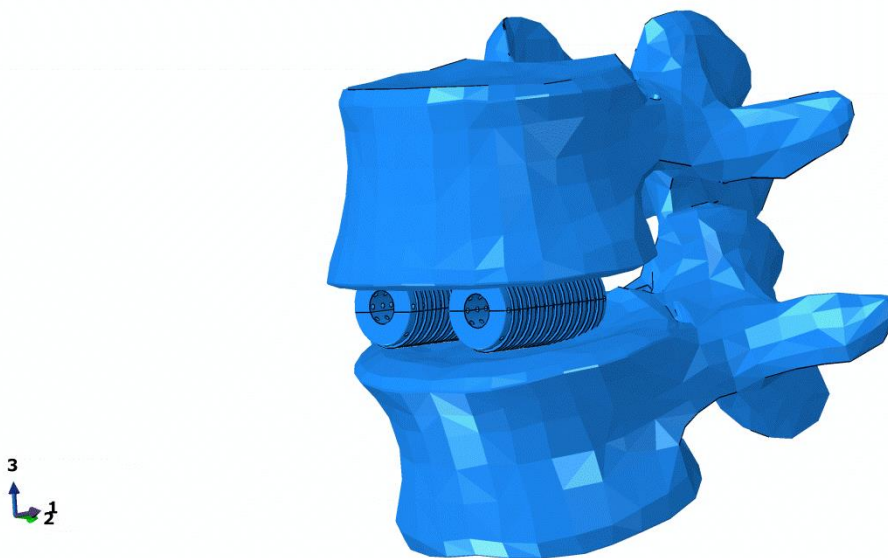
بعد از طراحی در قسمت Part در مازول Property به تعریف ماده و متریال میپردازیم. شرایط به صورت ایزومتریک و الاستیک در نظر گرفته میشود. طبق مقالات خوانده شده جنس کیج مکعبی PEEK انتخاب شده که دارای مدول یانگی برابر 3600 مگاپاسگال و ضریب پواسون 0.36 میباشد. تحلیل مربوطه یک تحلیل کاملاً خطی است. همچنین برای کیج استوانه ای متریالی از جنس تیتانیوم انتخاب میگردد. مدول یانگی آن

برابر 10000 مگاپاسگال و ضریب پواسون 0.3 میباشد . طبق جدول زیر برای استخوان هم مدول یانگی برابر 13300 مگاپاسگال و ضریب پواسونی برابر 0.22 انتخاب میکنیم.

در ماژول Assembly کیج را بین دو مهره جایگذاری میکنیم در واقع موقعیت کیج ها را بین مهره ی کمر مشخص میکنیم.



شکل 4-5- کیج مکعبی در بین مهره های ستون فقرات



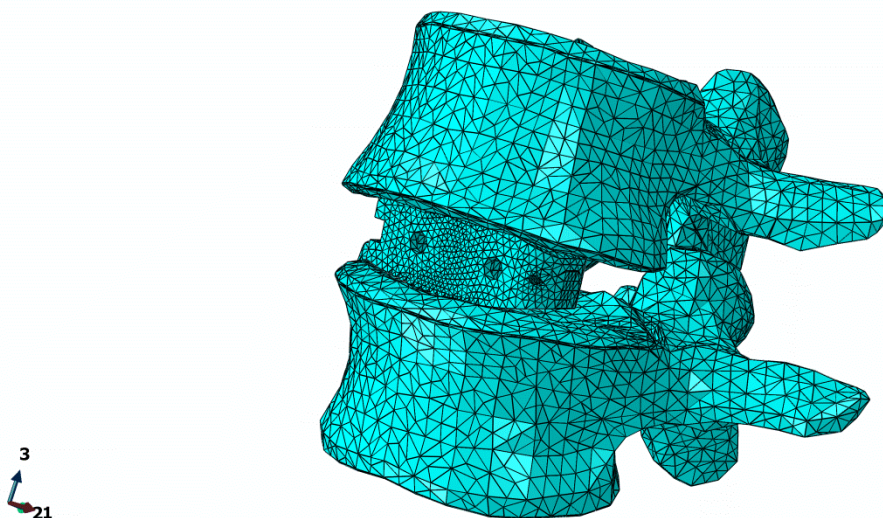
شکل 4-6- کیج استوانه ای در بین مهره های ستون فقرات

در ماژول Step به تعریف نوع حل میپردازیم. همانطوریکه گفته شد حل ما یک حل استاتیکی است یعنی در این ماژول یک گام General Static تعریف میکنیم زیرا همانطور که گفته شد یک مساله خطی را در نظر گرفتیم. همچنین در این قسمت به تعریف خروجی های مورد نظر نیز می پردازیم که مد نظر ما تنش ون مایزر است.

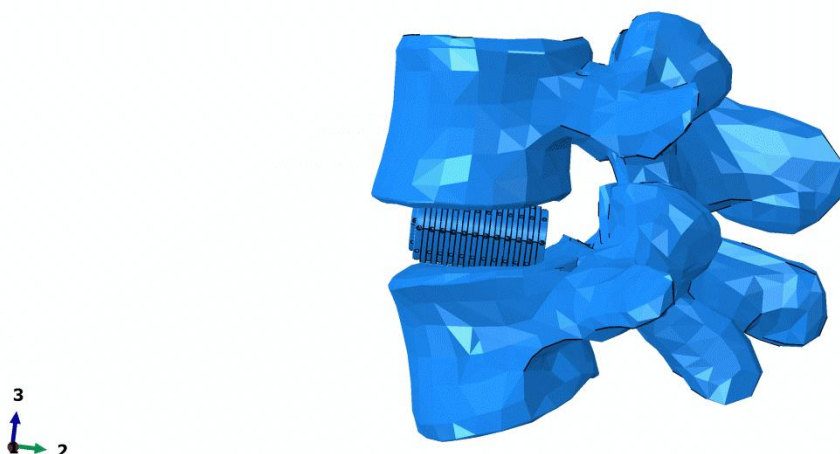
در ماژول Interaction قید تماس سطوح مطرح است. که نرم افزار دارای دو نوع تماس می باشد. تماس کلی (General contact) و تماس صفحه به صفحه (Surface to surface contact) که ما برای دقیق بودن خروجی از هر دو تماس استفاده کردیم. لذا از بحث اصطکاک صرف نظر شد.

در ماژول Load قسمت پایین مهره ی L5 را در تمامی جهات محدود کرده که جهات آزادی نداشته باشد و نیرویی معادل KN 7.5 به صورت گسترده به بالای سطح L4 وارد کردیم. که از تقسیم نیرو به سطح مقطع مهره فشاری برابر 0.01 مگا پاسکال وارد کردیم.

در ماژول Mesh به المانها پرداختیم. از آنجاییکه شکل هندسی اشکال بسیار پیچیده بوده ما به ناچار از المان tet استفاده کردیم. در واقع Shape المان ما Continuum می باشد که شکلشان مثلثی تو پر است که در حالت سه بعدی به شکل منشور در می آیند. به دلیل اینکه مسائل ما خطی است مش های 4 گره ای زده می شود. (C3d4).



(a)



(b)

شکل 4-7- کیچ ها به همراه مهره مش خورده شده مکعبی (a) استوانه ای (b)

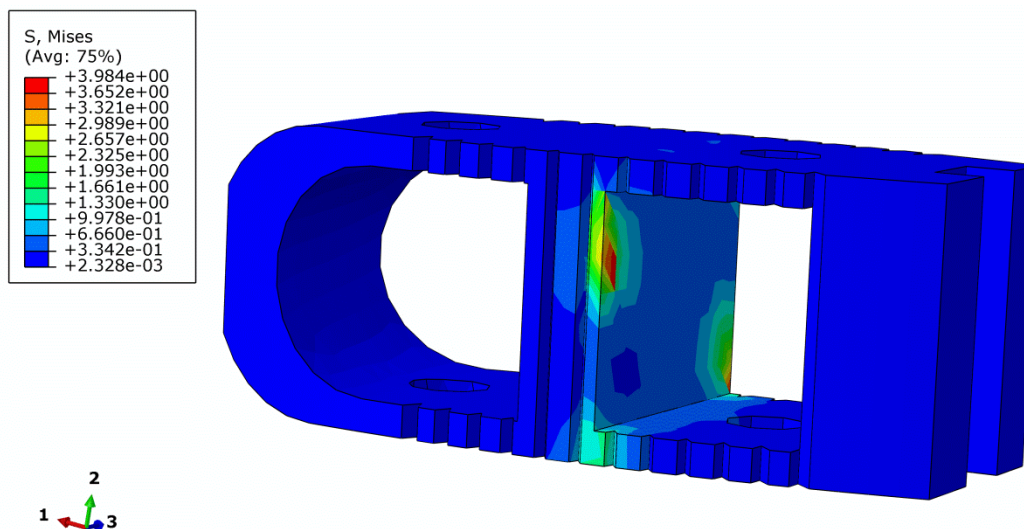
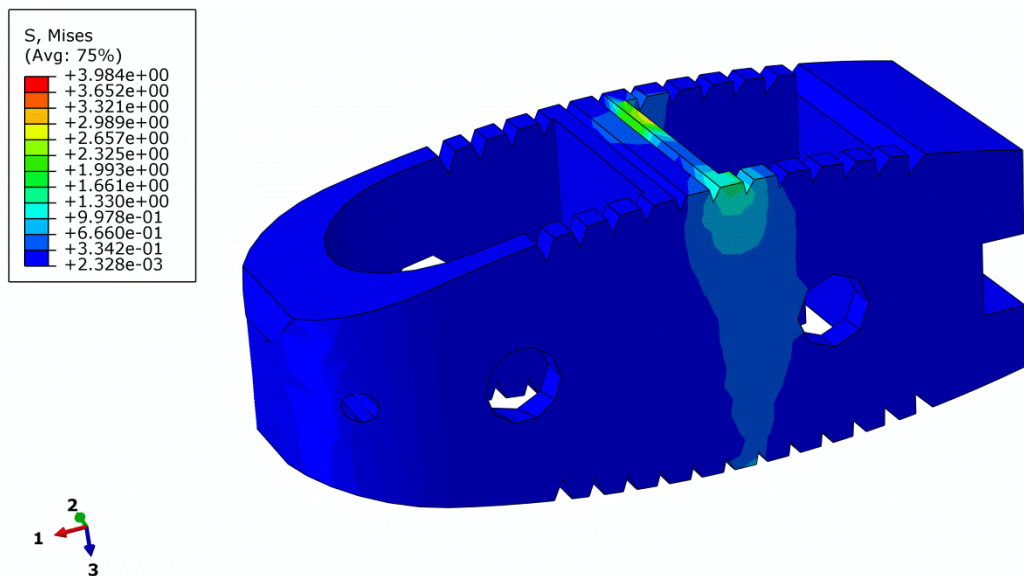
تعداد کل المان ها در حالتی که کیچ استوانه ای مورد بررسی است 387351 و تعداد کل المان ها در حالتیکه کیچ مکعبی مورد بررسی است 208774 می باشد .

در ماژول Job به حل مسئله می پردازیم . نوع حل گر ما Abaqus standard می باشد . بعد از compelet شدن مسئله به ماژول visualization می رویم تا نتایج را با هم مقایسه کنیم که در فصل بعدی به آن خواهیم پرداخت .

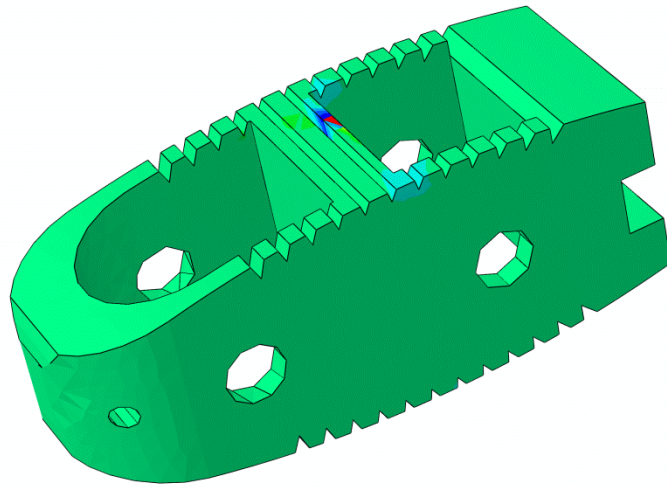
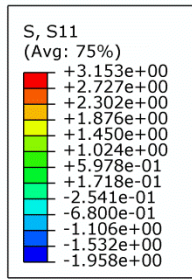
فصل 5 :

نتائج

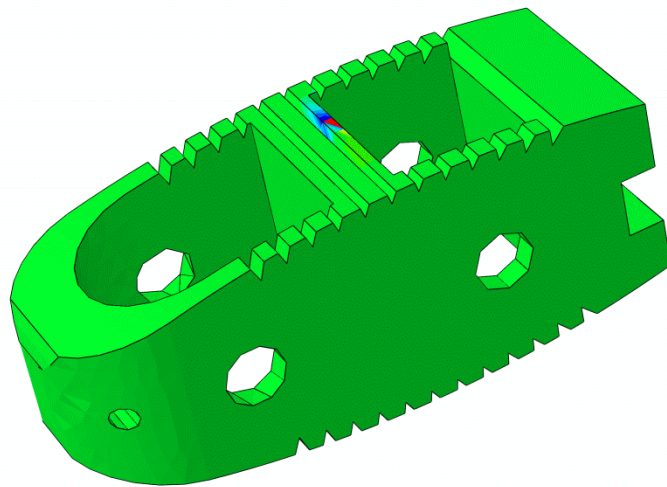
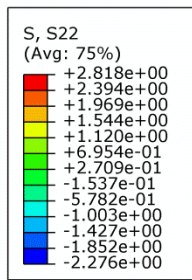
همانطور که در شکل پیداست در کیج مکعبی تنش در دو ناحیه ای که بیشترین ارتفاع را در دندانه های کیج دارد و بیشترین تماس با مهره ها را دارد ، ماکزیم مقدار خودش را دارد و در دیواره های داخلی در راستای همان دندانه های فوق الذکر پخش شده است . در دیواره های خارجی به همان ترتیب در ناحیه ای که بیشترین تماس با مهره وجود دارد توزیع تنش ملاحظه می شود .



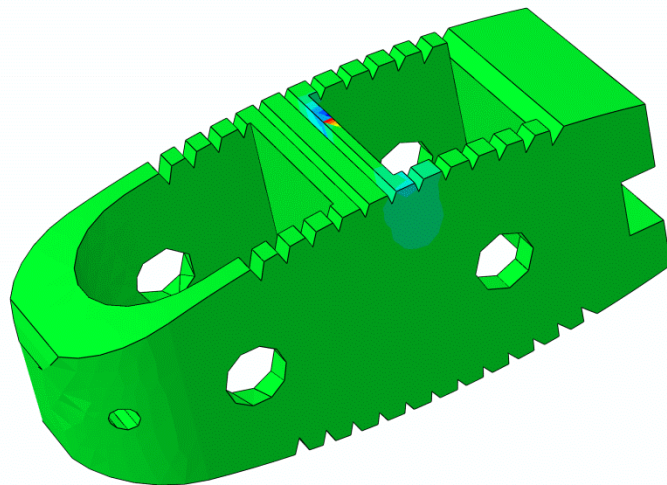
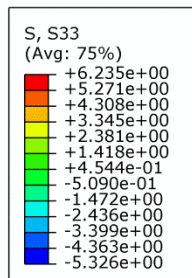
شکل 5-1- توزیع تنش ون مایزرز در کیج مکعبی در 2 نمای مختلف



(a)



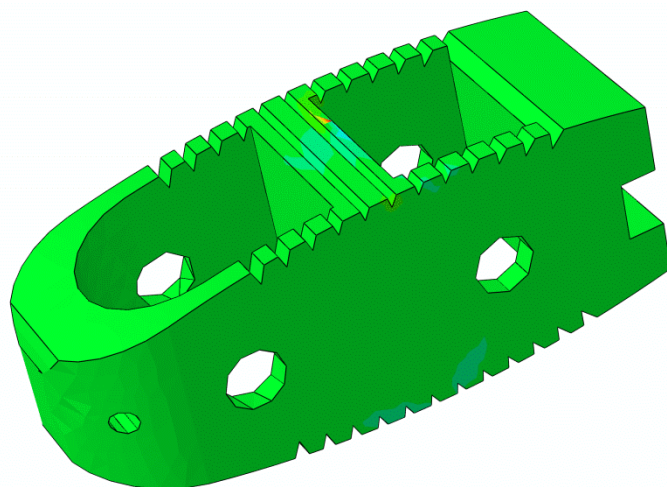
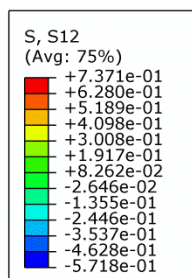
(b)



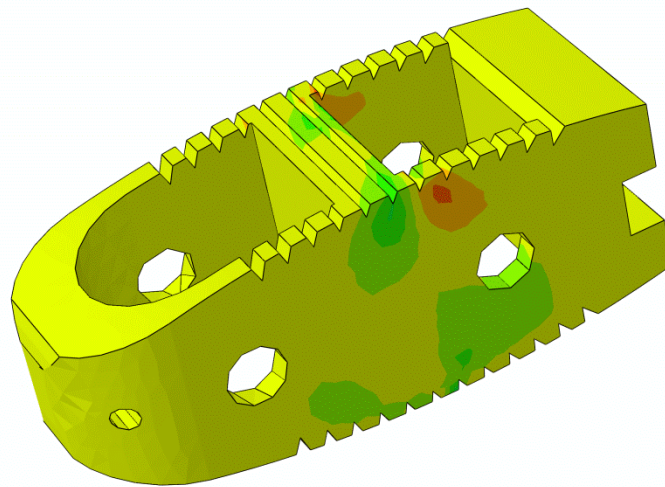
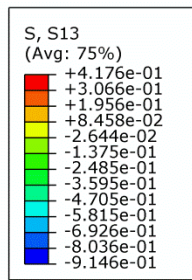
(c)

شکل 5-2- توزیع تنش های اصلی در کیج مکعبی در راستای X (a) در راستای Y (b) در راستای Z (c)

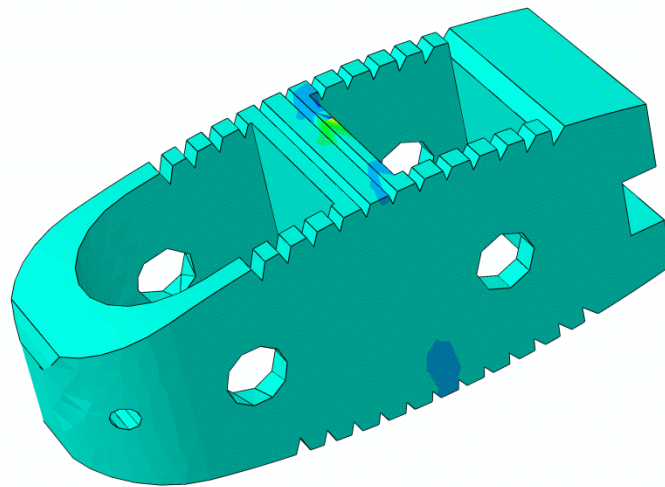
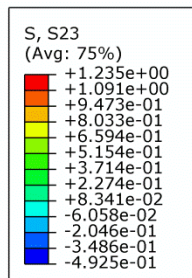
علاوه بر تنش ون مایرز می توان تنش های اصلی در راستای X ,Y,Z که ملاحظه می شود تاثیر محسوسی در تغییر شکل ما ندارد . همچنین تنش های برشی XY,XZ,YZ که مخصوصا تنش برشی در راستای XZ تغییرات قابل توجه و همچنین تنش برشی در راستای YZ در دیواره های داخلی کیج تغییراتی مشاهده می شود .



(a)



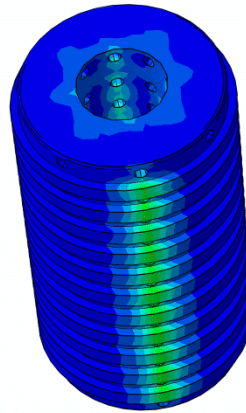
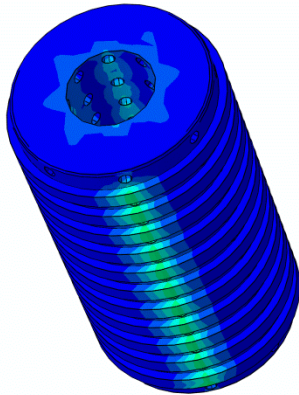
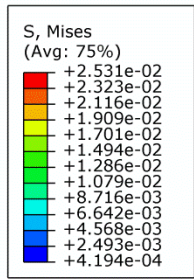
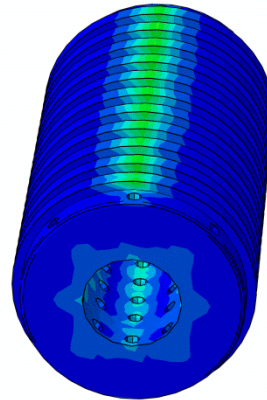
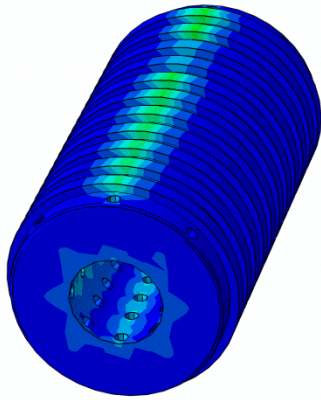
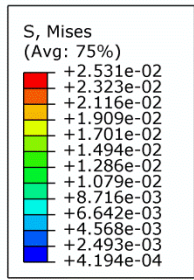
(b)

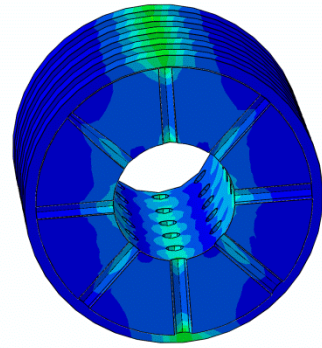
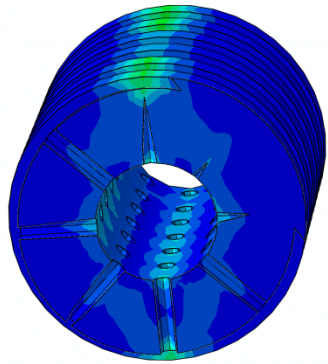
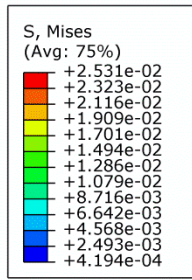


(c)

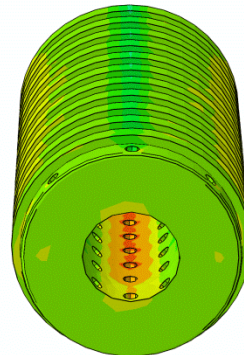
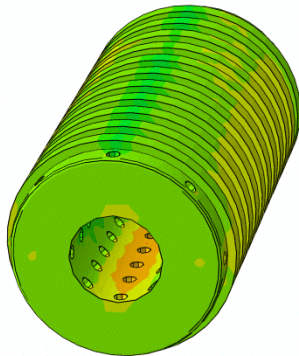
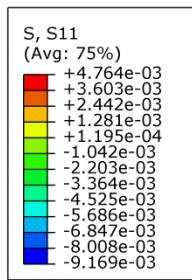
شکل 5-3- توزیع تنش های برشی در کیچ مکعبی در راستای XY (a) در راستای XZ (b) در راستای YZ (c)

حال در کیچ های استوانه ای تنش در قسمت هایی که در تماس با مهره است مقدار گسترده ای دارد . اما در داخل کیچ استوانه ای هم تنش پخش شده است .

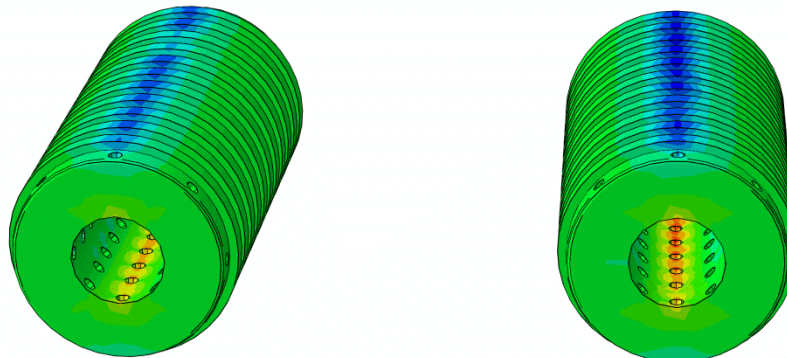
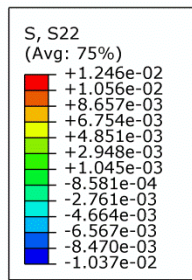




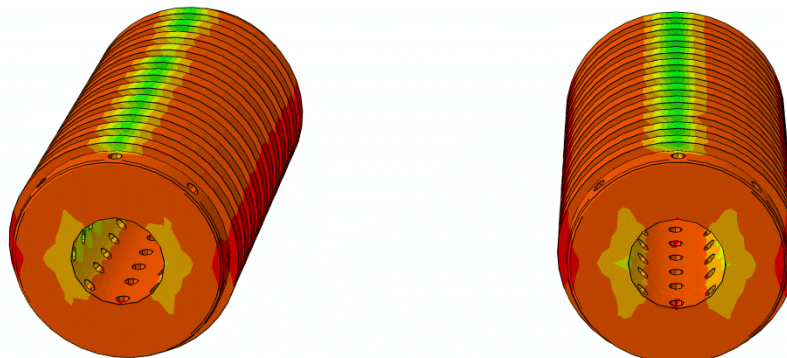
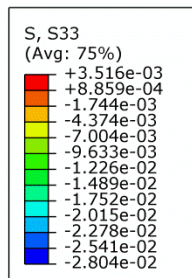
شکل 5-4- توزیع تنش ون مایزر در کیچ های استوانه ای در سه نمای مختلف



(a)



(b)

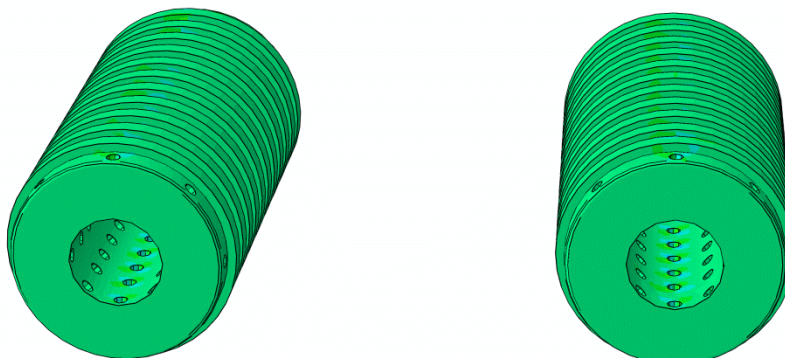
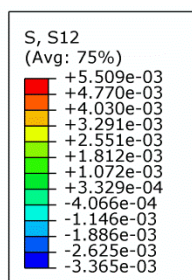


(c)

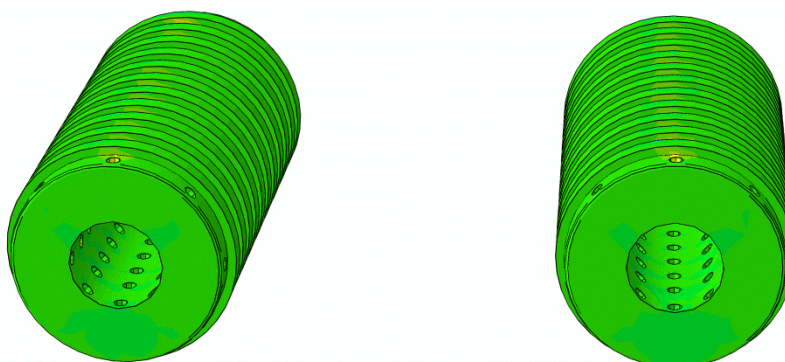
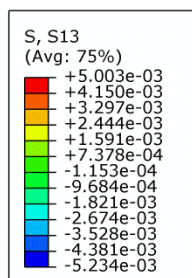
شکل 5-5- توزیع تنش های اصلی در کیج استوانه ای در راستای X (a) در راستای Y (b) در راستای Z (c)

در واقع تنش در داخل کیج به جای اینکه تنها در راستای تماس پخش شده باشد در کل سطح داخلی به طور یکنواخت بین حفره های موجود پخش شده است .

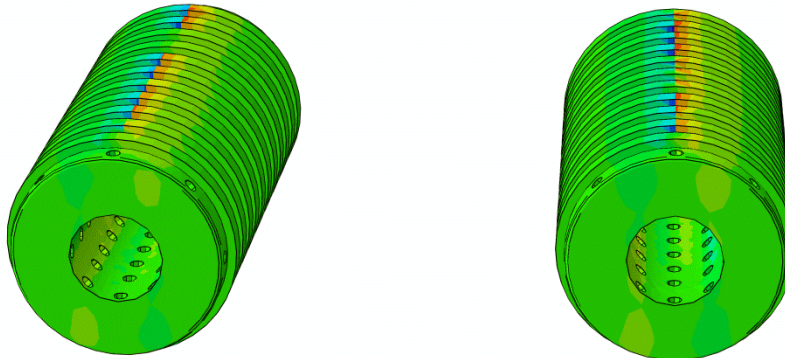
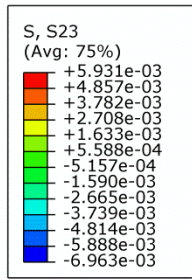
همانند کیچ مکعبی تنش های اصلی و برشی قابل مقایسه است که اشکال آنها در ذیل آمده است .



(a)



(b)



(c)

شکل 5-6- توزیع تنش های برشی در کیج مکعبی در راستای XY (a) در راستای XZ (b) در راستای YZ (c)

فصل ششم :

بجٹ

هر چه در مهره های کمر به سمت پایین تر پیش میرویم ، فیوژن بالاترین درصد موفقیت را دارد. استفاده از کیج بین دو مهره L5 – S1 بهترین نتیجه را خواهد داشت ، زیرا در این ناحیه حرکت بسیار کم است [20].

6-1 مزایا و معایب سه روش جایگذاری کیج

کیج های PLIF مزایایی دارند که عبارتند از :

دیسکومتری تنها فشار را از روی ریشه های عصب بر میدارد ولی ارتفاع دیسک را حفظ نمیکند ، اما PLIF :

- در Spondylosis و فتق دیسک ، مقیاس آناتومی طبیعی بین بخش حرکتی و ساختار عصبی رابه دقت تنظیم میکند و آن را بازسازی میکند.
- از افتادگی فضای دیسک و تغییرات Degenerative و Spondylosis که معمولا بعد از دیسکومی اتفاق می افتد جلوگیری میکند.
- از عود کردن فتق دیسک جلوگیری میکند زیرا دیسک به طور کامل قطع میگردد.
- از طریق Laminotomy ، Facetectomy ، Foraminotomy فشار را از روی ساختارهای عصبی موجود در مجرهای تنگ شده بر میدارد.

عوارض PLIF:

- روند نادرست جراحی
- خونریزی اپیدورال
- حرکت کیج ، مخصوصا بدون ابزار های پشتی
- فرونشست کیج در اثر اپیدورال منجر به درد مزمن کمر یا پا میشود. [21]

6-2 مقایسه ی تعدادی از کیج های PLIF از نظر نوع رزوه و سطح تماس

در مطالعات بیومکانیکی که توسط Kiapour انجام شده است از روش اجزای محدود برای بررسی اثر کیج های VariLift expandable و BAK روی بیومکانیک بخش حرکتی ستون فقرات کمری استفاده شده است . کیج ها بین مهره های L4-L5 به روش PLIF شبیه سازی شده اند. کیج VariLift تأثیرات بیومکانیکی قابل مقایسه ای را با کیج BAK روی کمر نشان میدهد. مکانیزم انبساطی موجب افزایش نسبی سطح تماس بین کیج و Endplate و در نهایت افزایش احتمال Solid fusion بعد از انجام جراحی میشود. همچنین انبساط کیج ، زاویه ی لوردوز بخش درمان شده را هم تامین میکند و تماس بهتر کیج و Endplate را تضمین میکند. [28]

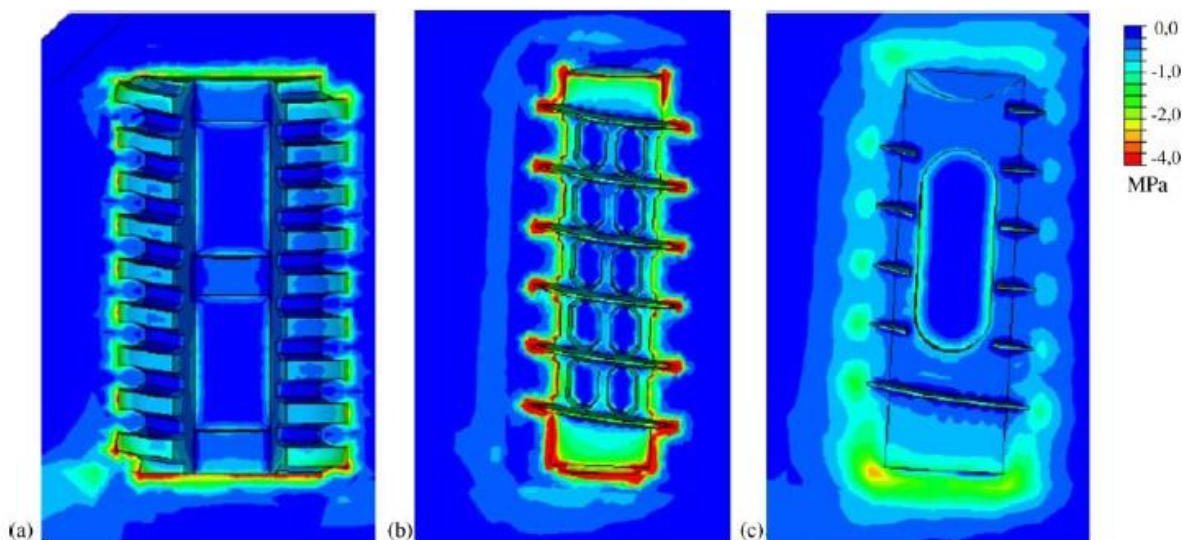
Galbusera و همکارانش [25] ، در تحقیقات خود در سال 2007 به صورت آزمایش های تجربی بیومکانیک سه نوع از کیج های PLIF (BAK, Interfix, Interfix Fly) را بررسی کرده اند.

BAK: دارای رزوه های مسطح بزرگ است(در این مدل نسبت به دو مدل دیگر کمترین تمرکز تنش در محل اتصال رزوه ها به استخوان است) و در مقایسه با دو کیج دیگر در اندازه های بزرگتر وجود دارد. نصب آن نیازمند Distraction در سگمان ها ، فرزکاری Endplate، قلاویزکاری استخوان اسفنجی و برداشت کامل Articular joint میباشد.

Interfix : رزوه های تیز دارد و اندازه ی قطرش کم است . روند جراحی آن شامل Distraction و فرزکاری است. فضای مورد نیاز برای جراحی به وسیله قطع و شکستن جزئی یک Facet joint به وجود می آید.

Interfin fly: شبیه interfix است ولی تیزی رزوه ها کمتر است و سر گوه شکل دارد که اجازه ی نصب مستقیم بدون نیاز به Distraction قبلی بدنه ی مهره را میدهد. فضای مورد نیاز برای کاشت کوچک است و Facet joint باقی میمانند. تکنیک جراحی آن نیاز به فرزکاری ندارد بنابراین صفحات استخوان متراکم به طور غیر کامل باقی میمانند.

تمرکز تنش در Interfix در لبه های خیلی تیز کیج بسیار قابل توجه است ، در صورتی که در دو کیج دیگر توزیع تنش یکنواخت تر است . پیک توزیع تنش در هر سه مدل در نزدیکی تیزی کیج بوده است (شکل 6.2)



شکل 6.2. (a) BAK، (b) Interfix، (c) Interfin Fly

مدل BAK نسبت به Interfix ، stiffness سرتاسری بیشتری دارد که ناشی از سطح تماس بیشتر بین کیج و استخوان است ، این سطح تماس بزرگتر هم به سبب 1- پروفیل پهن تر رزوه 2- اندازه بزرگتر قطر در مقایسه با Interfix و fly است.

شکل و سایز Interfix در مقایسه با BAK منجر میشود که روند جراحی کمتر تهاجمی باشد و اجازه میدهد که مفصل های پشتی به طور جزئی باقی بمانند. اما سطح تماس کوچکتر ، Stiffness را کاهش می دهد که با این حال در مقایسه با حالت طبیعی Stiffness بیشتری دارد.

Interfix fly مقدار پیک کمتری از تنش را منجر شد و توزیع یکنواخت بیشتری روی سطح استخوان اسفنجی داشته است که به دلیل حفظ صفحه ی استخوانی متراکم میباشد. [25]

3-6 نکات :

1- هندسه ی کیج ها هنگامی که با تثبیت خلفی استفاده می شوند، تاثیری روی ثبات ساختاری کیج ندارد ، به دلیل جنس تثبیت کننده های خلفی پدیده ی سپر تنش اتفاق افتاده بنابراین بار روی Anterior colum به طور محسوس کاهش می یابد.

2- دندانهای موجود روی سطح کیج برای قفل کردن مکان کیج و جلوگیری از حرکت آن است. ب اوجود نتایج بیومکانیکی امیدبخش ، در بعضی از بررسی های Invitro ، کیج های رزوه دار BAK عوارض زیادی مانند فرونشست و حرکت کیج دارند.

3- در بیماران مبتلا به پوکی استخوان برای جلوگیری از فرونشست باید سطح تماس کافی بین کیج و صفحات دو مهره وجود داشته باشد.

در بیماران مبتلا به Degenerative disc صفحات دو مهره باید مسطح باشند که در این صورت کیج Flat برای افزایش سطح تماس و جلوگیری از فرونشست مناسب است. [22]

4- وجود کیج منجر به افزایش میزان تنش فشاری در قسمت های داخلی بدنه ی مهره نسبت به حالت معمول و سالم می شود. [25]

5- تنش روی بافت استخوان ، یک ویژگی خاص محیط خوب برای فیوژن موفق است که به شدت رشد استخوانی و بازسازی را تحت تاثیر قرار می دهد. [25]

6- حفظ صفحه استخوانی یک شرط بسیار مهم برای فیوژن موفق است (استفاده نکردن از فرزکاری و Distraction) [25]

7- باید در نظر گرفت که بدنه ی مهره تقریباً بیضی شکل است و کیج ها انتهای مربعی دارند و امکان دارد بیرون تر از دیسک قرار بگیرند.

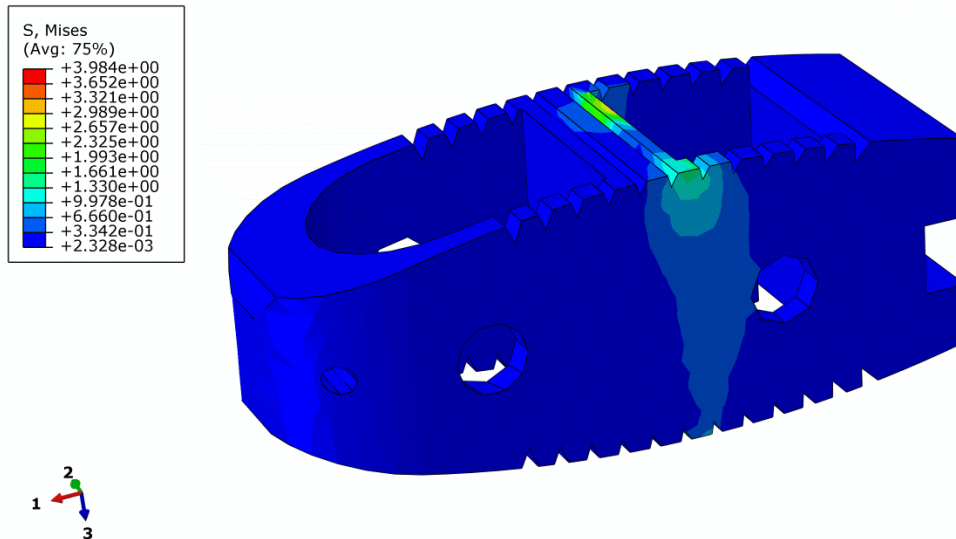
باید دقت کرد که کیج در حدود دیسک قرار بگیرد زیرا احتمال دارد که قسمت خلفی جانبی کیج ، وارد حفره های عصبی شود. و گره های عصبی را بخراشد و یا قسمت قدامی جانبی آن لبه ی قدامی مهره را بترشد و با سرخرگ بزرگ Retroperitoneal برخورد کند . [21]

فصل هفتم :

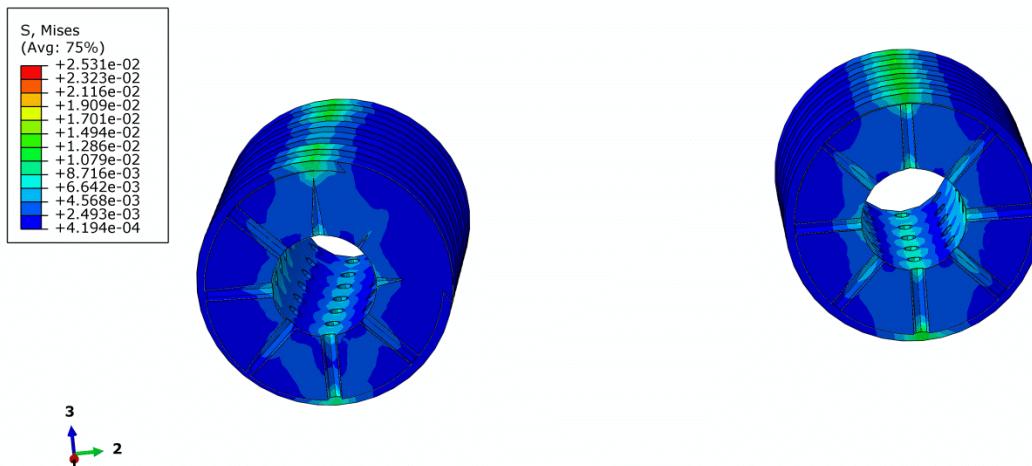
جمع بندی و نتیجه گیری

جمع بندی و نتیجه گیری

با استفاده از مدل سازی صورت گرفته، همانگونه که ملاحظه گردید میزان تمرکز تنش در کیج مکعبی نسبت به کیج استوانه ای بسیار بیشتر بود. ضمن آنکه در کیج مکعبی تمرکز تنش نیز به خاطر هندسه ی خاص و غیر متقارن، در ناحیه ی مرکزی و دیواره ی داخلی سطح تماس با مهره ی ستون فقرات به وضوح مشاهده می شد. که همین یکی از معایب این کیج میتواند باشد که ممکن است بعد از مدتی دچار خستگی شود و از آن ناحیه مورد نظر دچار شکست گردد. که عواقب بسیار ناگواری به همراه خواهد داشت. از جمله این ضائعه در بافت زنده، جراحی مجدد و ...



اما در کیج استوانه ای به خاطر هندسه متقارن اش و حفره های متعدد آن، تنش ون مایزرز کاملا پخش شده است. این امر بر خلاف کیج های مکعبی میباشد. نکته قابل تامل در این کیج ها این است که حتی تنش در راستای غیر از تماس با مهره به زیبایی و یکنواختی پخش شده است که این مسئله بابت برتری این کیج نسبت به سایر کیج ها میشود.



فصل هشتم :

مراجع

- [1] C. Schizas, G. Kulik, and V. Kosmopoulos. Disc degeneration:current surgical options. *European Cells & Materials* 2010; 20:306–315.
- [2] S. D. Kuslich, C. L. Ulstrom, and C. J. Michael. The tissue origin of low back pain and sciatica: a report of pain response to tissue stimulation during operations on the lumbar spine using local anesthesia. *Orthopedic Clinics of North America* 1991;22:181–187.
- [3] M. T. Modic and J. S. Ross. Lumbar degenerative disk disease. *Radiology* 2007;245:43–61.
- [4] W. T. Crow and D. R. Willis. Estimating cost of care for patients with acute low back pain: a retrospective review of patient records. *The Journal of the American Osteopathic Association* 2009;109: 229–233.
- [5] V. K. Goel and Y. E. Kim. Effects of injury on the spinal motion segment mechanics in the axial compression mode. *Clinical Biomechanics* 1989; 4: 161–167.
- [6] P. P. Raj. Inter vertebral disc: anatomy-physiology-patho physiology-treatment. *Pain Practice* 2008: 8:18–44.
- [7] K. J. Schnake, M. Putzier, N. P. Haas, and F. Kandziora. Mechanical concepts for disc regeneration. *European Spine Journal* 2006;15: S354–S360.
- [8] H. J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland, and L. E. Claes. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 1999; 24: 755–762.
- [9] F. Heuer, H. Schmidt, and H. J. Wilke. The relation between intervertebral disc bulging and annular fiber associated strains for simple and complex loading. *Journal of Biomechanics* 2008; 41:1086–1094.
- [10] M. A. Adams, D. S. McNally, and P. Dolan. 'Stress' distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *Journal of Bone and Joint Surgery—Series B* 1996;78: 965–972.
- [11] H. J. Wilke, F. Rohlmann, C. Neidlinger-Wilke, K. Werner, L. Claes, and A. Kettler. Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system for intervertebral disc degeneration: part I. Lumbar spine. *European Spine Journal* 2006;15: 720–730.
- [12] V. K. Goel and J. N. Weinstein, *Biomechanics of the Spine: clinical and Surgical Perspective*, CRC Press, Boca Ranton, Fla, USA, 1990.
- [13] H. T. Keller and S. Holm. The load of the porcine lumbar spine during seated whole body vibration. in *Proceedings of the 14th International Society for the Study of the Lumbar Spine*, p. 30, Rome, Italy, 1987.
- [14] Denozi'ere G: Numerical modeling of a ligamentous lumber motion segment. M.S. thesis, Department of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, Georgia, USA; 2004.
- [15] Natarajan, R.N., Andersson, G.B.J. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine* 1999; 24:1873-1881.
- [16] <http://victplc06.uuhost.uk.uu.net/pr002.html> [17] H Xin, DET Shepherd,* KD Dearn. PEEK (Polyether-ether-ketone) Based Cervical Total Disc Arthroplasty: Contact Stress and Lubrication Analysis. *The open biomedical engineering journal* 2012; 6:73-79.
- [18] M.R. Krijnen, Amorphous polylactide interbody cages for lumbar spinal fusion (Biomechanical and radiological studies), pp 11-12.
- [19] M.Naidoo. The evaluation of normal radiographic measurements of the lumbar spine in young to middle aged Indian females in Durban. 2008.
- [20] <http://www.spine-health.com/treatment/spinal-fusion/interbody-cages-spine-fusion>

- [21] Tiruveedhula S. Madhu. Posterior and anterior lumbar interbody fusion. *Current Orthopaedics* 2008; 22: 406-413.
- [22] Woojin Cho , Chunhui Wu, Amir A. Mehbod , Ensor E. Transfeldt. Comparison of cage designs for transforaminal lumbar interbody fusion: A biomechanical study. *Clinical Biomechanics* 2008;23: 979–985.
- [23] Glazer PA, Colliou O, Klisch SM, Bradfore DS, Bueff HU, Lotz JC. Biomechanical analysis of multilevel fixation methods in the lumbar spine. *Spine* 1997;22(2):171–82.
- [24] Tencer AF, Hampton D, Eddy S. Biomechanical properties of threaded inserts for lumbar interbody spinal fusion. *Spine* 1995;20:2408–14.
- [25] Alfonso Fantigrossi , Fabio Galbusera , Manuela Teresa Raimondi, Marco Sassi , Maurizio Fornari. Biomechanical analysis of cages for posterior lumbar interbody fusion. *Medical engineering and physics* 2007;29:101-109.
- [26] Lin PM. Introduction of PLIF, biomechanical principles, and indications. In: Lin PM, editor. *Posterior Lumbar Interbody Fusion*. Springfield, IL: Charles C Thomas; 1982;3-57.
- [27] T.R. Oxland, Z.Hoffer, T. Nydegger, G. C. Rathonyi, Lutz-P. Nolte. A Comparative Biomechanical Investigation of Anterior Lumbar Interbody Cages: Central and Bilateral Approaches. *Bone and Joint Surgery* 2000;82-A:383-393.
- [28] A. Kiapour, A. M. Kiapour, M. K. Kodigudla, S. Mishra, and V. K. Goel, *Biomechanics of a Novel Expandable Interbody Cage Design*. Orthopedic Research Society, Poster presentation, San Francisco, Calif, USA, 2012.
- [29] [http:// www.thebarrow.org/Research/Spinal_Biomechanics/index.htm](http://www.thebarrow.org/Research/Spinal_Biomechanics/index.htm)
- [30] <http://www.iranhealers.com/modules.php?name=News&file=print&sid=1563>

[31] تحلیل اجزاء محدود تئوری و کاربرد در ABAQUS؛ کار و صدیقیانی - مجید رضایت الهی