1. مقدمه

کمردرد دومین بیماری شایع جهان و یکی از علل اصلی ناتوانی در سطح جهانی است [[1](#_ENREF_1), [2](#_ENREF_2)].(Demir, Eltes et al. 2020) این بیماری 45٪-15٪ جمعیت عمومي را تحت تاثیر قرار داده است و در مطالعات مختلف ميزان بازگشت بيماري 40 تا 70 درصد گزارش شده است. از آنجا كه کمر درد دلیل اصلی عدم حضور در محل کار در سراسر جهان است، در جوامع مختلف منجر به بار اقتصادی و اجتماعی قابل توجهی می­شود [[2-4](#_ENREF_2)]. کمردرد علت­های مختلفی می­تواند داشته باشد و در طی چند دهه گذشته، تحقیقات قابل توجهی برای تعیین روش­های درمانی با بیشترین احتمال موفقیت انجام شده است [[3](#_ENREF_3)]. بارگذاری مکرر ستون فقرات در حین حرکات کمر منجر به ایجاد ضایعات، شکستگي، تنش­هاي غير طبيعي و آسيب در عناصر عصبي مي­شود که به عنوان منشأ درد شناخته مي­شود [[5](#_ENREF_5)].

به طور کلي کمردرد به دليل تحليل رفتن ديسک بين مهره­اي که دارای يک بافت فيبري-غضروفي است و نقش کليدي در محافظت و انعطاف پذيري ستون فقرات ایفا می­کند، نسبت داده مي­شود. تخريب ديسک بين مهره­اي که به عنوان بيماري دژنراتيو ديسک شناخته مي­شود، مسئول تغييرات بيوشيميايي و مورفولوژي در نوکلئوس پولپوسوس است. در نهايت، انحطاط نوکلئوس منجر به کاهش ارتفاع و درد مي­شود. درمان­هاي فعلي فقط علائم را برطرف مي­کنند نه علت اصلي بيماري را و هيچ درماني براي اين بيماري وجود ندارد. موارد اوليه تا خفيف بيماري ديسک دژنره شده با روش­هاي غير جراحي مانند استراحت در رختخواب و تمرينات فيزيوتراپي قابل درمان است، در حاليکه در موارد شديد از جمله جراحي رفع فشار و ديسککتومي براي فتق ديسک، براي تسکين درد نياز به عمل جراحي امري ضروري است [[1](#_ENREF_1), [2](#_ENREF_2)].

در سال­هاي اخير، روش المان محدود، به عنوان ابزاري کارآمد و موثر در جهت کمک به تحقيق در مورد شرايط مربوط به کمر درد و ستون فقرات ظاهر شده است [[3](#_ENREF_3)]. لازمه­ي تحقيقات دقيق بيومکانيک ستون فقرات کمري، استفاده از تکنيک­­های پيشرفته کامپيوتري براي بازسازي هندسي و تجزيه و تحليل تنش است. با تبديل تصاوير پزشکي از جمله سي تي اسکن به مدل­هاي سه بعدي مي­توان مدل­سازي دقيق هندسه بدون حذف ويژگي­هاي مهم آناتوميک را انجام داد. در طي چند دهه گذشته، به دليل فراهم کردن بينش دقيق روش المان محدود براي بافت­هاي مختلف ستون فقرات، اين روش به گزينه ارجح جهت پيش­بيني ثبات ستون فقرات قبل و پس از جراحي تبديل شده است [[1](#_ENREF_1)]. روش المان محدود يک روش موثر و کم هزينه براي ارزيابي مدل­هاي ستون فقرات قبل و پس از جراحي است، زيرا قادر به ارائه تجزيه و تحليل چند پارامتري براي بررسي اثر بخش­هاي مختلف ستون فقرات مي باشد. همچنين اين روش در مقايسه با انواع روش­هاي آزمايشگاهي، توانايي ارائه پاسخ­هاي موثرتر داشته و نيز از لحاظ اقتصادي مقرون به صرفه است و در عين حال در اين تکنيک نگراني­هاي اخلاقي مربوط به استفاده از حيوانات زنده در آزمايشگاه وجود ندارد. علاوه بر اين، استفاده از مدل­هاي کامپيوتري سبب کاهش تحقيقات تجربي­اي که نياز به نمونه­هاي جسد انسان يا حيوان دارند، مي­شود [[6](#_ENREF_6)].

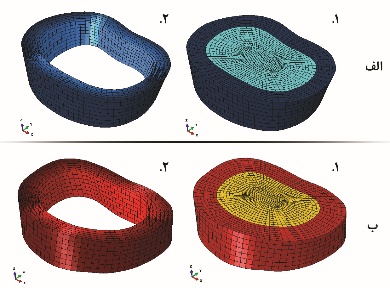
براین اساس بهترین روش بررسی رفتار بیومکانیکی ستون فقرات انسان، از طریق مدل­سازي المان محدود اتفاق می­افتد که هدف اصلی اين مقاله نيز به شمار می­رود. در اين تحقيق مدل­سازي و تحلیل دو مدل ستون فقرات کمري شامل يک مدل سالم و يک مدل بيمار با عارضه دژنراسیون در دیسک بین مهره­ای مورد بحث و بررسي قرار خواهد گرفت. بدين ترتيب تفاوت رفتار بيومکانيکي مدل سالم با مدل بيمار در پارامترهاي مختلف از جمله دامنه چرخش بين مهره­اي در این بخش حرکتی، فشار ميان ديسکي و نيروهای وارده بر مفاصل فاست به طور دقيق­تر مورد بررسي و مطالعه قرار مي­گیرد تا از این طریق بتوان به درک درست از تاثیرات شایع این بیماری ستون فقرات مابین افراد مختلف رسید.

2- روش تحقيق

2-1 مدل­سازی سه بعدی

جهت مدل­سازی ستون فقرات کمری سالم از داده­ سی تی اسکن مرد جوان 23 ساله بدون هیچ گونه عارضه­ای در ناحیه ستون فقرات کمری با فاصله عکس­برداری 8/0 میلی­متر استفاده گردید و جهت مدل­سازی مدل بیمار فایل سی تی اسکن کمی[[1]](#footnote-1) مردی 62 ساله دچار بیماری دژنراسیون دیسک بین مهره­ای مابین مهره­های چهارم و پنجم کمری با ضخامت 5/1 میلی­متر از بیمارستان شهدای تجریش تهیه شد. ارتفاع مهره کمری این فرد از حالت استاندارد کوتاه­تر بوده و دیسک بین مهره­ای آن نیز در اثر بیماری دژنراسیون دیسک، تخریب شده است. مهره­های 4 و 5 کمری مدل­ها در نرم­افزار میمیکس (Mimics Research 20.0) بخش­بندی گردیده و هندسه مدل توسط نرم افزار جئومجیک (Geomagic Wrap 2017) از گوشه­های تیز و بیرون­زدگی­های ناخواسته تمیز گردید.

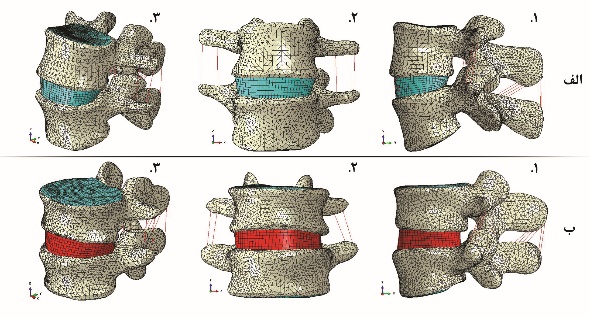
به علت ساختار پیچیده مدل­های دقیق ستون فقرات، امکان مش­بندی مناسب آن­ها در نرم­افزارهای تحلیلی مقدور نمی­باشد. این مدل­ها دارای بافت­های استخوان متراکم، استخوان اسفنجی، آنالوس فیبروزوس و نوکلئوس پولپوزوس و هفت رباط­ اصلی بین آن­ها می­باشند، ازین­رو نرم­افزار هایپرمش(HyperMesh 2017) جهت مش­بندی انتخاب گردید. استخوان اسفنجی با المان­هاي چهاروجهی يا هرمی مش­بندی شد. برای استخوان متراکم و مفاصل فاست، مش از نوع پوسته و مثلثی دو بعدي با ضخامت 4/0 ميلي­متر درنظر گرفته شد. صفحات انتهایی نیز در ابتدا به صورت دو بعدی منظم جهت ساخت دیسک بین مهره­ای مش­بندی شده و درنهایت مش مثلثی دوبعدی به آن­ها اعمال گشت که 7 لایه خارجی از مش مرتب بیان شده برای آنالوس و المان­های داخلی برای نوکلئوس درنظر گرفته ­شد. نمايي از ديسک بين مهره­اي و فيبرهاي کلاژن در شکل 1 قابل مشاهده است.



شکل1: الف: مدل سالم. 1: نماي ايزومتريک ديسک بين مهره­اي. 2: نماي ايزومتريک فيبرهاي کلاژن ناحیه فیبری دیسک

ب: مدل بيمار. 1: نماي ايزومتريک ديسک بين مهره­اي. 2: نماي ايزومتريک فيبرهاي کلاژن ناحیه فیبری دیسک

ارتفاع دیسک بین مهره­ای نیز از 8 لایه المان شش وجهی تشکیل شده است. جهت مدل­سازی فیبرهای کلاژن، تعداد 7 سطح، به ترتیب از خارجی­ترین قسمت دیسک تا داخلی­ترین قسمت آنالوس جدا شده و به عنوان یک جزء جدا نام گذاری گرديد و فیبرهای کلاژنی با استفاده از روش ممبرین [[7](#_ENREF_7)] بر روی این سطوح در دو ردیف، یکی با زاویه 35+ درجه و دیگری با زاویه 35- درجه روی این صفحات به گونه­ای قرار گرفت که مجموع حجم فيبرهاي کلاژن موجود در ناحیه فیبری دیسک (آنالوس فیبروزوس) برابر 16 درصد حجم کل این ناحیه باشند [[8](#_ENREF_8)]. رباط­های بین مهره­ای در ستون فقرات کمری از جمله رباط­های طولی قدامی، طولی خلفی، زرد، بین خاری، فوق خاری و بین عرضی نیز جهت شبیه سازی به صورت المان خرپای فقط کششي در نرم افزار هایپرمش ترسیم شده است [[9](#_ENREF_9)].



شکل 2: شماتيک مدل­ها. الف: مدل سالم ( 1: نماي جانبي. 2: نماي قدامي. 3: نماي ايزومتريک). ب: مدل بيمار ( 1: نماي جانبي. 2: نماي قدامي. 3: نماي ايزومتريک)

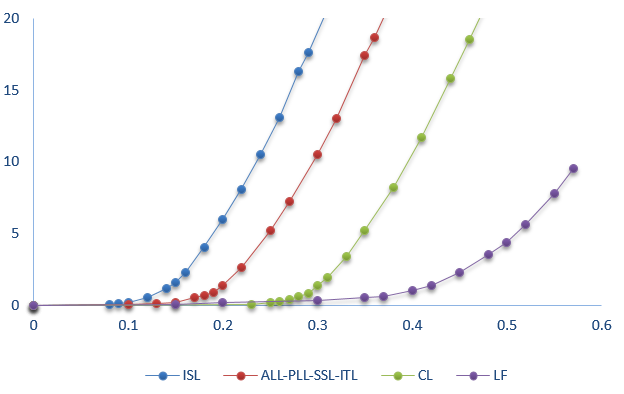
2-2 تعیین خواص مکانیکی

رفتار استخوان اسفنجی، استخوان متراکم، صفحات انتهایی مهره، مفاصل فاست و بخش پیرامونی دیسک به صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده و هسته مرکزی دیسک (نوکلئوس پولپوزوس) نیز به صورت هایپرالاستیک با استفاده از تئوری مونی ریویلین تعیین خواص شده است.

جدول1: خواص مکانیکی اجزا مختلف برای هر دو مدل المان محدود ستون فقرات کمری سالم و بیمار

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| مرجع | خواص مکانیکی | رفتار مکانیکی | اجزا ستون فقرات کمری |
| [[10](#_ENREF_10)] | E=12000 , ν=3/0 | الاستیک | استخوان متراکم |
| [[11](#_ENREF_11)] [[12](#_ENREF_12)] | E=200 , ν=25/0 | الاستیک | استخوان اسفنجی |
| [[13](#_ENREF_13)] | E=5/2 , ν=1/0 | الاستیک | آنالوس |
| [[12](#_ENREF_12)] | C10=12/0  C01=030/0  D1=06689/0 | هایپرالاستیک  (مونی ریویلین) | نوکلئوس |
| [[14](#_ENREF_14)] | E=8/23 , ν=4/0 | الاستیک | سطوح غضروفي |

خواص مکانیکی رباط­های ستون فقرات به صورت هایپرالاستیک و با استفاده از تئوری مارلوو داده­های آزمون تک محوره تعیین گردید. نمودار 1 آزمون تک محوره رباط­های ستون فقرات را نمایش می­دهد و اندازه سطح مقطع و تعداد هر رباط نیز در جدول 2 نمایش داده شده است.

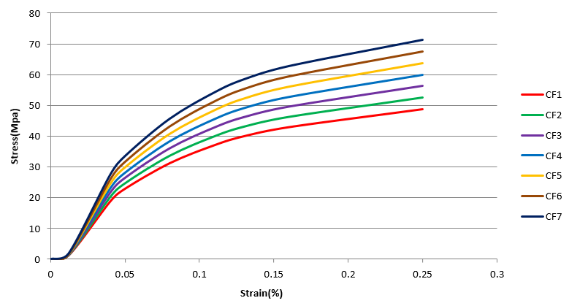


نمودار 1: داده­های آزمون تک محوره برای خواص مکانیکی در انواع رباط­های مدلسازی شده [[15](#_ENREF_15)]

جدول 2: تعداد و سطح مقاطع هر رباط

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| رفرنس | سطح مقطع رباط (mm2) | تعداد رباط | نوع رباط |
| [[16](#_ENREF_16)] | 4/32 | 3 | طولی قدامی |
| [[17](#_ENREF_17)] | 20 | 3 | طولی خلفی |
| [[18](#_ENREF_18)] | 2/84 | 3 | زرد |
| [[19](#_ENREF_19)] | 40 | 4 | بین خاری |
| [[19](#_ENREF_19)] | 30 | 2 | فوق خاری |
| [[20](#_ENREF_20)] | 10 | 4 | بین عرضی |
| [[20](#_ENREF_20)] | 40 | 12 | کپسولی |

در مدلسازی فیبر­های کلاژن از روش ممبرین[[2]](#footnote-2) [[7](#_ENREF_7)] در نرم­افزار آباکوس استفاده شده ­است که زاویه فیبرها نسبت به افق در هر صفحه یک بار 35+ درجه و یک بار 35- درجه است [[21](#_ENREF_21)] و فاصله فیبرها از هم یک میلی­متر مدلسازی شده است. خواص مکانیکی فيبرهاي کلاژن قسمت آنالوس دیسک بین مهره­ای از رفتار هایپرالاستیک تبعیت می­کنند و با استفاده از تئوری مارلو و داده­های آزمون تک محوره و با تاثیر ضرایب الاستیسیته مختلف و تاثیر ضرایب سطح مقطع فیبرها در لایه­های مختلف که در جدول 3 مشاهده مي­شود، شبیه­ سازی شده است. نمودار 2 داده­هاي آزمون تک محوره فيبرهاي کلاژن را نمايش مي­دهد [[9](#_ENREF_9)].



نمودار 2: نمودار تنش-کرنش داده­های آزمایشگاهی تک محوره در لایه­های مختلف کلاژن فایبر با اعمال تاثیر ضرایب مورد نظر

محاسبه سطح مقطع فيبرهاي کلاژن ناحیه فیبری دیسک نیز براين اساس است که در گام اول، محيط هر صفحه کلاژن محاسبه گرديده و با داشتن فاصله کلاژن ها از يکديگر، تعداد اين فيبرها به دست مي­آيد. در گام بعد، حجم کل آنالوس را بدست آورده و توسط جدول ضرایب موجود در مقاله­ی شیرازی [[22](#_ENREF_22)]، که در جدول3 نشان داده شده­است، سهم حجم کل فیبرها در هر قسمت تعیین شده و به دليل مشخص بودن تعداد فیبر در هر قسمت، حجم هر فیبر قابل محاسبه است. با استفاده از ارتفاع دیسک و زاویه فیبرها مي­توان طول هر فيبر را محاسبه نمود. درآخر سطح مقطع فيبر با در دست داشتن حجم و طول آن بدست مي­آيد.

جدول3: توزیع فیبرهای کلاژن در لایه­های مختلف

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| ضرایب | لایه 1 | لایه 2 | لایه 3 | لایه 4 | لایه 5 | لایه 6 | لایه 7 |
| ضریب ناحیه سطح مقطع | 0/1 | 91/0 | 82/0 | 73/0 | 64/0 | 55/0 | 47/0 |
| ضریب ثابت الاستیسیتی | 0/1 | 94/0 | 88/0 | 82/0 | 76/0 | 70/0 | 65/0 |

2-3 شرایط مرزی و بارگذاری

2-3-1 شرایط مرزی

جابجایی صفحات انتهایی تحتانی مهره­های پنجم در هر دو مدل در تمامی درجات آزادی، صفر درنظر گرفته شده است. این بدین معنا است که مهره پنجم در هر دو مدل ثابت بوده و طی بارگذاری­های مختلف فقط مهره چهارم از مدل­های ساخته شده جابجا می­گردد. سطح تماس مابین مفاصل فاست نیز در راستای مماسی، سطوح استاندارد بدون اصطکاک مدل شدند تا در اثر برخورد، دو مهره روی هم سر خورده و اعمال محدودیتی در چرخش در راستاهای مختلف ایجاد نگردد.

2-3-2 بارگذاری

بارگذاری گشتاور

به منظور شبیه­سازی حرکات مختلف ستون فقرات کمری در فعالیت­های مختلف روزانه در شرایط استاتیکی از جمله حرکات فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری، نیروی گشتاوری معادل 10 نیوتن­متر از صفر تا یک ثانیه بصورت شیب ثابت بر صفحه انتهایی فوقانی مهره­های چهارم در هر دو مدل در جهات مختلف وارد می­شود. به منظور بررسی نیروهای مابین مفاصل فاست نیز در جهت اکستنشن مقدار 5/7 نیوتن بر متر مشابه گشتاورهای مختلف اعمالی بارگذاری شد.

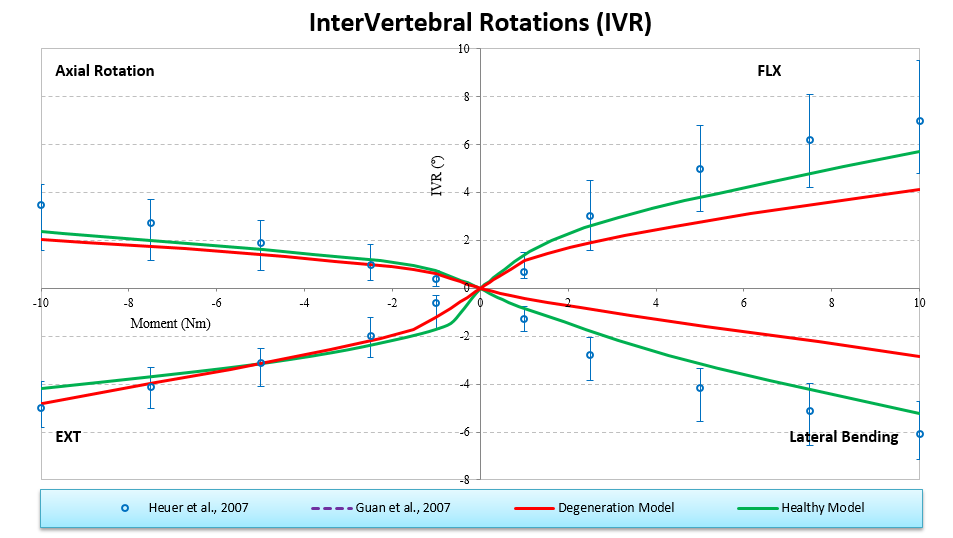
بارگذاری فشاری

به منظور بررسی فشار درون دیسک می بایست مشابه بارگذاری گشتاوری، مقدار 1000 نیوتن بار فشاری به سطح فوقانی صفحه انتهایی مهره چهارم اعمال گردد [[23](#_ENREF_23)] که در نهایت نتایج ارائه شده نیز مقدار فشار در بخش هسته دیسک (نوکلئوس پولپوزوس) را مورد بررسی قرار می­دهد.

3-يافته ها

3-1 چرخش بين مهره­اي

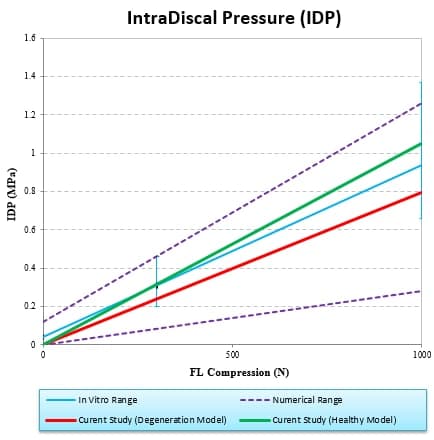
چرخش بين مهره­اي مدل ها در تمامی جهات مورد بررسی قرار گرفت. اين چرخش­ها شامل فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری در راستاهای مختلف ستون فقرات کمری بوده است. زوایای حاصل از اعمال گشتاورهای ذکر شده با مقادير گزارش شده از کار آزمايشگاهي هيور و همکاران [[24](#_ENREF_24)] مقايسه شده است و همانطور که در نمودار 3 مشاهده مي­گردد، نمودار قرمز نتايج مدل بيمار را گزارش می­دهد که همانطور که انتظار مي­رفت در فلکشن و خمش جانبي داراي درجه آزادي کمتري به نسبت کارهای آزمایشگاهی محاسبه گردید و نیز نمودار سبز که چرخش بين مهره­اي مدل سالم را نشان مي­دهد در بازه قابل قبول کارهاي آزمايشگاهي قرار گرفته است.



نمودار 3: چرخش بين مهره­اي در حرکات فلکشن، اکستنشن، چرخش محوری و خمش جانبی

3-2 فشار ميان ديسکي

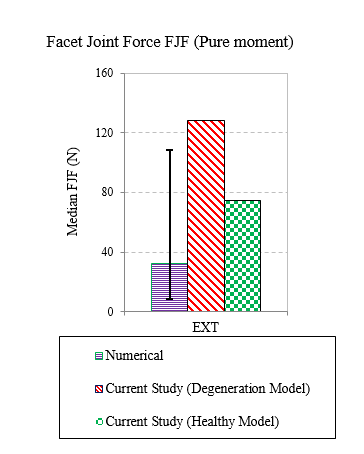
فشار ميان ديسکي در بارگذاری فشاری 1000 نیوتنی برای هر دو مدل در قیاس با مقادير آزمايشگاهي و عددي قرار گرفت و همانطور که در نمودار 5 مبین است، نتایج حاصل از این بارگذاری فشاری در بازه قابل قبول فعالیت­های آزمایشگاهی و مدلسازی­های عددی ظاهر شده است. همانند نتایج گذشته نمودار قرمز نشان دهنده میزان فشار بین دیسکی در قسمت هسته دیسک بوده و نمودار سبز بیانگر مقدار فشار میان دیسکی در مدل سالم در بخش مرکزی دیسک بین مهره­ای می­باشند.



نمودار 4: نتايج فشار ميان ديسکي در ناحیه هسته­ی دیسک مدل المان محدود سالم و بیمار

3-2 نيروي مفاصل فاست

نیروی وارده بر مفاصل فاست در حرکت اکستنشن نیز بايد در دامنه قابل قبول مطالعات عددی پیشین قرار گيرد. به منظور محاسبه اين نيرو با اعمال گشتاور 5/7 نیوتن متری در جهت اکستنشن، براي هر دو مدل نیروی برخورد در المان­های مفاصل فاست در هر دو سمت آن محاسبه شد و نتایج حاصل با مطالعات عددی گذشته مقايسه گردید [[9](#_ENREF_9)]. همانطور که در نمودار 5 قابل مشاهده است، مدل سالم به خوبي در محدوده قابل قبول قرار دارد، درحاليکه مدل بيمار داراي نيروي مفاصل فاست بيشتري است.



نمودار 5: مقایسه نتایج نيروي مابین مفاصل فاست مدل سالم و بیمار با مطالعات عددی پیشین

4-بحث و نتيجه‌گيري

هدف اين مطالعه بررسي تاثير هندسه بر محدوده حرکتي، فشار ميان ديسکي و نيروي مفاصل فاست است. عوامل ديگري نيز همچون درجه دژنراسيون ديسک بين مهره­اي، رباط­هاي بين مهره­اي و ميزان بارگذاري­هاي روزانه و... بر عملکرد بیومکانیکی ستون فقرات موثر هستند. در اين مطالعه فرض بر اين شد که رباط­ها در هر دو مدل المان محدود سالم هستند و فرد فقط تحت بارگذاري های استاتیکی روزانه مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته است و همچنين در تخریب ديسک بين مهره­اي در مدل بیمار بيرون زدگي در ناحیه خارجی آنالوس مشاهده نمی­گردد.

همانطور که در نمودار 3 قسمت نتايج بيان گشت، مدل المان محدود ستون فقرات فرد سالم در چرخش بين مهره­اي نسبت به کار آزمايشگاهي هيور در بازه قابل قبولي قرار گرفت. در انتهای بارگذاري گشتاوري 10 نيوتون متري، چرخش بين مهره­اي آن در حرکت فلکشن به 72/5 درجه، همچنين در اکستنشن، چرخش محوري و خمش جانبي به ترتيب به 18/4، 36/2 و 22/5 رسيده است. همانطور که پيش بيني مي­شد، مدل المان محدود بخش حرکتي فرد بيمار در دامنه حرکتي داراي محدوديت است. بيشترين محدوديت حرکتی مربوط به خمش جانبي است که علت آن نزديک بودن مفاصل فاست در اثر تخریب بیش از حد دیسک بین مهره­ای است. در اين حرکت نسبت به مدل سالم 8/45 درصد محدودتر شده است.

در طي حرکت فلکشن محدوده حرکتي در مدل بیمار 28/2 درصد به نسبت به مدل سالم کمتر است. همانطور که در نمودار 3 مشخص است، واضح است که ستون فقرات مدل بیمار در چرخش محوري نیز دامنه حرکتي کمتري دارد که در اين مطالعه، محدوديت مدل بيمار نسبت به سالم در این حرکت 3/13 درصد می­باشد. اما در اکستنشن در ابتدا دامنه حرکتي کمتري نسبت به مدل سالم از خود نشان داده است و در ادامه در پايان بارگذاري دامنه حرکتي به حدود 14 درصد افزايش يافته است؛ کاهش محدوده حرکتی در راستای اکستنشن مدل بیمار نیز بر اثر کاهش فاصله مابین مفاصل فاست بوده که این امر نیز نتیجه تخریب و کاهش ارتفاع در دیسک بین مهره­ای می­باشد.

همانطور که در نمودار 4 مشاهده شد، فشار ميان ديسکي بيمار و سالم هر دو در محدوده قابل قبولی به نسبت مطالعات آزمایشگاهی و عددی پیشین قرار گرفتند، اما فشار ميان ديسکي بيمار کمتر است. تنها هندسه مدل سبب کم شدن فشار ميان ديسکي در مدل بيمار شده است که در توافق با مطالعات پيشين است[[25](#_ENREF_25)]. کاهش فشار در ناحیه هسته­ای دیسک بین مهره­ای منجر به افزایش فشار در باقی نواحی بخش حرکتی از جمله مفاصل فاست و ناحیه فیبری دیسک بین مهره­ای می­گردد که در نتیجه منجر به تخریب بیشتر دیسک بین مهره­ای در قسمت آنالوس فیبروزوس شده و در نهایت منجر به بیرون زدگی یا پارگی فیبرهای کلاژنی در این ناحیه می­گردد و افزایش نیروی مفاصل فاست نیز منجر به تخریب بیش از حد این مفاصل در افراد بیمار شده است.

همانطور که در نمودار 5 اشاره شد، نيروي مفاصل فاست مدل بيمار از محدوده قابل قبول بيشتر است. این بدين معني است که فشار بيشتري بر مفاصل فاست وارد مي­شود و درنتيجه سبب کم شدن فشار میان ديسکي مي­گردد. فشار زياد مفاصل فاست که نتیجه کاهش فاصله بین آن­هاست نيز سبب تنگ شدن کانال فورامينال گشته و در نتيجه منجر به درد مي­گردد. به دنبال افزايش نیروی مابین مفاصل فاست، چرخش بين مهره­اي نيز کاهش مي­يابد که به دنبال آن کاهش محدوده حرکتی مشاهده می­گردد که در نمودار 3 قابل مشاهده است؛ این درحالي ست که در مدل سالم، چرخش بين مهره­اي، فشار ميان ديسکي و نيروي مفاصل فاست در محدوده قابل قبول مطالعات آزمايشگاهي و عددی پیشین قرار گرفت. بدين طريق تاثيرات هندسه بر عملکرد ستون فقرات کاملاً مشهود و مشخص مي­گردد.

5- مراجع

1. Demir, E., et al., *Finite element modelling of hybrid stabilization systems for the human lumbar spine.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2020. **234**(12): p. 1409-1420.

2. McKee, C., et al., *Mesenchymal stem cells transplanted with self-assembling scaffolds differentiated to regenerate nucleus pulposus in an ex vivo model of degenerative disc disease.* Applied Materials Today, 2020. **18**.

3. Warren, J.M., A.P. Mazzoleni, and L.A. Hey, *Development and Validation of a Computationally Efficient Finite Element Model of the Human Lumbar Spine: Application to Disc Degeneration.* International Journal of Spine Surgery, 2020. **14**(4): p. 502-510.

4. Ghaffari, M., et al., *Incidence and recurrence of disabling low back pain and neck-shoulder pain.* Spine, 2006. **31**(21): p. 2500-2506.

5. Honegger, J.D., et al., *Development of a multiscale model of the human lumbar spine for investigation of tissue loads in people with and without a transtibial amputation during sit-to-stand.* Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2020.

6. Dreischarf, M., et al., *Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together.* Journal of Biomechanics, 2014. **47**(8): p. 1757-1766.

7. Schmidt, H., et al., *Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities—A finite element analysis.* Journal of Biomechanics, 2010. **43**(10): p. 1849-1856.

8. Ehsan Ghobadiha, M.N., Sadegh Naser Khaki, *Poroelastic Finite Element Modeling of a Lumbar Spine Motion Segment and Validation in Different Motions for Clinical Studies.* Iranian Journal of Orthopaedic Surgery, 2019. **17**: p. 142-152.

9. Naserkhaki, S., et al., *On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study.* Journal of Biomechanics, 2016. **49**(6): p. 974-982.

10. Shirazi-Adl, S.A., S.C. Shrivastava, and A.M. Ahmed, *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study.* Spine (Phila Pa 1976), 1984. **9**(2): p. 120-34.

11. Shih, S.-L., et al., *Effects of cord pretension and stiffness of the Dynesys system spacer on the biomechanics of spinal decompression-a finite element study.* BMC musculoskeletal disorders, 2013. **14**(1): p. 191.

12. Schmidt, H., et al., *Intradiscal pressure, shear strain, and fiber strain in the intervertebral disc under combined loading.* Spine (Phila Pa 1976), 2007. **32**(7): p. 748-55.

13. Argoubi, M. and A. Shirazi-Adl, *Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression.* J Biomech, 1996. **29**(10): p. 1331-9.

14. A.Shirazi-Adl, A.M.A., S.C.Shrivastava, *A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments.* Biomechanic, 1986. **19**: p. 331-350.

15. Shirazi-Adl, A., A.M. Ahmed, and S.C. Shrivastava, *Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression.* Spine (Phila Pa 1976), 1986. **11**(9): p. 914-27.

16. Pintar, F.A., et al., *Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments.* Journal of biomechanics, 1992. **25**(11): p. 1351-1356.

17. Goel, V.K., et al., *A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles.* Spine, 1993. **18**(11): p. 1531-1541.

18. Goto, K., et al., *Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model.* Journal of orthopaedic science, 2002. **7**(2): p. 243-246.

19. Zhong, Z.-C., et al., *Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method.* Medical Engineering & Physics, 2006. **28**(1): p. 90-98.

20. Chen, S.-H., et al., *Biomechanical comparison of a new stand-alone anterior lumbar interbody fusion cage with established fixation techniques–a three-dimensional finite element analysis.* BMC musculoskeletal disorders, 2008. **9**(1): p. 88.

21. Nikkhoo, M., et al., *Development and validation of a geometrically personalized finite element model of the lower ligamentous cervical spine for clinical applications.* Computers in Biology and Medicine, 2019. **109**: p. 22-32.

22. SHIRAZI-ADL, A., A.M. AHMED, and S.C. SHRIVASTAVA, *Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression.* Spine, 1986. **11**(9): p. 914-927.

23. Brinckmann, P. and H. Grootenboer, *Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy. An in vitro investigation on human lumbar discs.* Spine, 1991. **16**(6): p. 641-646.

24. Heuer, F., et al., *Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle.* Journal of Biomechanics, 2007. **40**(2): p. 271-280.

25. Nachemson, A., *Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material.* Acta Orthop Scand Suppl, 1960. **43**: p. 1-104.

1. QCT [↑](#footnote-ref-1)
2. Membrane [↑](#footnote-ref-2)