

## آنالیز تأثیرات تروما بر رفتار بیومکانیکی ستون فقرات گردنی بر مبنای مدل‌سازی اجزای محدود

### چکیده

**مقدمه:** آسیب‌های ستون فقرات گردنی اغلب باعث ناتوانی افراد می‌شوند و بر عملکرد کلی و کیفیت زندگی افراد تأثیر منفی می‌گذارند. بنابراین، درک آسیب و اختلال عملکرد ستون فقرات گردنی و همچنین پاسخ بیومکانیکی به محرک‌های خارجی حائز اهمیت است. از این رو مدل‌سازی المان محدود می‌تواند به محققان در دستیابی به تنش‌ها و فشارهای داخلی در استخوان‌ها، رباط‌ها و بافت‌های نرم کمک کند. هدف از این مطالعه مقایسه رفتار بیومکانیکی ستون فقرات گردنی، قبل و بعد از ایجاد تروما است.

**روش انجام کار:** در این مطالعه مدل سالم و دو حالت مختلف از تروماهای ستون فقرات گردنی به روش المان محدود مدل‌سازی شد و نتایج حاصل از این مدل‌ها تحت بارگذاری استاتیکی با یکدیگر مقایسه شدند.

**نتایج:** سه پارامتر چرخش بین مهره‌ای، نیروی مفاصل فاست و فشار درون‌دیسکی با در نظر گرفتن بار پیرو، محاسبه و بررسی شد. نتایج این پارامترها در حرکات فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری در همه سطوح، بین دو مدل تروما در کنار مدل سالم بررسی شدند.

**نتیجه‌گیری:** با مدل‌سازی تروما رفتار بیومکانیکی مدل دستخوش تغییراتی می‌شود که این تغییرات شامل کاهش دامنه حرکتی مدل‌های تروما، کاهش فشار میان‌دیسکی و افزایش نیروی بین مفاصل فاست است. این به‌هم‌ریختگی ساختار در این سیستم پیچیده باعث ایجاد رفتار غیرنرمال در حرکات مختلف می‌شود. پیش‌بینی می‌شود نتیجه این رفتار بیومکانیکی مدل در صورت بهبود نیافتن، باعث عدم ثبات در مکانیزم ستون فقرات شود که ممکن است در طولانی مدت موجب پیدایش آسیب‌های بیشتری شود.

**واژه‌های کلیدی:** ضربه، پدیده‌های بیومکانیکی، ستون فقرات گردنی، دامنه حرکتی، حرکت.

دریافت مقاله: 6 ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: 20 روز قبل از چاپ

\*عاطفه رضایی‌راد، \*\*دکتر محمد نیکخو، \*\*دکتر سیامک خرمی‌مهر

### 1- مقدمه

ستون فقرات گردنی بیشترین دامنه حرکت را نسبت به سایر قسمت‌های ستون فقرات فراهم می‌کند، همچنین عضلات ستون فقرات گردنی در حفظ تعادل و ثبات سر و گردن و جلوگیری از آسیب مفصل بین‌مهره‌ای نقش مهمی دارند<sup>(1)</sup>. حرکت عملکردی ستون فقرات گردنی توسط سگمنت‌های بین‌مهره‌ای گردنی حاصل می‌شود<sup>(2)</sup>. فلکشن<sup>1</sup>، اکستنشن<sup>2</sup>، تنش فشاری<sup>3</sup>، و چرخش<sup>4</sup>، نیروهای اصلی اولیه‌ای هستند که می‌توانند به ستون فقرات گردنی وارد شوند. وقتی این نیروها به صورت ترکیبی اعمال شوند، میزان نیروی وارد شده خیلی بیشتر می‌شود، درک این نیروها و آگاهی از ترکیب آنها می‌تواند به پزشکان اجازه دهد تا الگوی آسیب ستون فقرات گردنی را استخراج کنند<sup>(3)</sup>. آسیب‌های ستون فقرات گردنی معمولاً باعث ناتوانی افراد می‌شوند و بر عملکرد کلی و کیفیت زندگی مرتبط با سلامتی بیمار تأثیر منفی می‌گذارند<sup>(4)</sup>. مطالعات کلینیکی نشان داده‌اند در ستون فقرات گردنی تحتانی (C3-C7) تقریباً دوسوم تروما و آسیب را شکستگی و سه‌چهارم از تروماها را دررفتگی تشکیل می‌دهد<sup>(5)</sup>. تروما یکی از مهم‌ترین علت‌های مرگ و میر و ناتوانی در 4 دهه اول زندگی است. همراه با افزایش جمعیت در حال رشد در جهان، تروما نیز در حال افزایش است و همراه با ترومای ستون فقرات گردنی، چالش‌های جدی بهداشتی و اقتصادی را به جوامع مدرن، در سطح جهانی تحمیل می‌کند<sup>(6)</sup>. در ایران، تروما به عنوان دومین عامل مرگ و میر بعد از بیماری‌های قلبی-عروقی و اولین علت از دست رفتن سال‌های زندگی عنوان شده است<sup>(7)</sup>. آسیب‌های مهره گردنی تنها 2 تا 3 درصد همه بیماران دچار ترومای غیرنافذ را شامل می‌شود ولی به دلیل دارا بودن میزان بالای مرگ و میر و عوارض زیاد، اهمیت بسیار بالایی دارد<sup>(7)</sup>. از دلایل آسیب گردنی می‌توان به ترومای ناشی از تصادف با وسائط نقلیه، سقوط از ارتفاع، خشونت و نزاع و آسیب‌های ورزشی اشاره کرد<sup>(7)</sup>. آسیب ستون فقرات گردنی در اثر یک ضربه یا تصادفات رانندگی ممکن است شدت متفاوتی داشته باشد و شدت این آسیب‌ها از جزئی (به عنوان مثال پیچ‌خوردگی/کشیدگی) تا متوسط (اختلال در دیسک بین‌مهره‌ای) تا جدی و شدیدتر (شکستگی، دررفتگی و آسیب

\* دانشجوی کارشناسی ارشد (M.Sc)، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

\*\* استادیار، گروه مهندسی پزشکی (Ph.D)، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

نویسنده مسئول:  
دکتر محمد نیکخو

Email:  
m.nikkho@srbiau.ac.ir

1. Flexion.
2. Extension.
3. Comperession.
4. Rotation.

## 2-1-1 طراحی مدل دچار ضایعه تروما

به منظور طراحی مدل دچار عارضه تروما در ستون فقرات گردنی تحتانی، باتوجه به تحقیقات و اطلاعات موجود که اشاره به درصد قابل توجهی از تروما و آسیب وارد شده در مهره پنجم گردنی داشته است<sup>(7)</sup>، شبیه‌سازی تروما در مدل طراحی شده نیز با تغییر در پارامترهای دیسک بین مهره‌های C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> و سرخوردگی و جابه‌جایی مهره‌های ستون فقرات گردنی در این سطح انجام شده است. با توجه به داده‌های آماری جمع‌آوری شده، در سطح C<sub>5</sub> شکستگی به ندرت اتفاق می‌افتد، تعداد بیماران دچار شکستگی در سطح C<sub>5</sub> حدود (12/8٪) کل آمار را شامل شدند. این در حالی است که سطح C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> جزء بیشترین سطوحی است که دررفتگی و جابه‌جایی در اثر تروما را شامل شده بود و این امر (19/3٪) آمار را تشکیل داده بود<sup>(7)</sup>. همچنین با توجه به نتایج تحقیقات انجام شده، مشاهده شد که در ترومای ایجاد شده که باعث سرخوردگی و جابه‌جایی مهره می‌شود در (76/2٪) آسیبی به نخاع وارد نشده است<sup>(7)</sup>. بنابراین با توجه به اطلاعات آماری به دست آمده از آسیب‌دیدگی و تروماهای پیش آمده در ستون فقرات گردنی، شبیه‌سازی آن در مدل کتیای ساخته شده با جابه‌جایی مهره و کاهش ارتفاع دیسک در ستون فقرات گردنی مدل سالم که صحت‌سنجی نیز شده بود، انجام شد. این جابه‌جایی در مهره C<sub>5</sub> به مقدار 10 میلی‌متر و کاهش ارتفاع دیسک C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> ستون فقرات گردنی به میزان 20٪ صورت گرفت تا توسط این امر سرخوردگی در اثر ضربه (سابلاکشن<sup>10</sup>) و در رفتگی و جابه‌جایی مفاصل فاست<sup>11</sup> مدل‌سازی شود. همچنین در مدل دچار تروما علاوه بر جابه‌جایی مهره و دیسک، بافت نرم و لیگامان‌ها نیز دچار آسیب شده است. با توجه به تحقیقات انجام شده، بیشترین آسیب‌ها شامل آسیب لیگامان‌ها در همان سطح و آسیب لیگامان‌ها در سطح مجاور است، که این امر شامل آسیب در سطح بالایی یا پایینی و یا هر دو سطح به صورت همزمان است<sup>(11)</sup>. آسیب لیگامان‌ها در سطح مجاور شایع‌ترین آسیبی بود که در هنگام تروما در بافت نرم اتفاق افتاده بود که در مطالعات بیان شده است 33٪ افراد دچار ضایعه تروما، پارگی لیگامان در سطح مجاور داشتند و حدود 10٪ از بیماران دچار آسیب و پارگی لیگامان در همان سطح شده بودند. همچنین مشخص شد که سطح C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> از جمله بیشترین سطوحی است که دچار آسیب شده بودند<sup>(11)</sup>. در تحقیق پیش رو این دو مهم مدل‌سازی و نتایج آنها بررسی شده است.

## 2-1-2 مدل‌سازی پارگی لیگامان‌ها در سطوح مجاور

مدل دچار تروما در سطح C<sub>5</sub>-C<sub>6</sub> دچار سرخوردگی و جابه‌جایی مهره‌ها و دیسک این سطح شده است، همچنین لیگامان‌های آن در سطوح مجاور بالایی و پایینی دچار آسیب شده‌اند. این آسیب در سطح مجاور بالایی که سطح C<sub>3</sub>-C<sub>4</sub> است و در سطح مجاور پایینی که سطح C<sub>6</sub>-C<sub>7</sub> است، رخ می‌دهد. این آسیب و پارگی در لیگامان‌های طولی

(نخاعی) متغیر است<sup>(8)</sup>، به دلیل ساختار پیچیده اسکلتی-عضلانی، ستون فقرات گردنی انسان یکی از چالش برانگیزترین مناطق برای توسعه مدل‌سازی بیومکانیکی است<sup>(9)</sup>. مدل‌سازی المان محدود (FEM) می‌تواند به محققان در دستیابی به اندازه تنش‌ها و فشارهای داخلی در استخوان‌ها، رباط‌ها و بافت‌های نرم کمک کند و به طور گسترده‌ای برای تحقیقات بیومکانیک ستون فقرات به کار رود. همچنین به سهولت تشخیص، درمان و پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات گردنی کمک کند<sup>(10)</sup>. در این مطالعه رفتار بیومکانیکی افراد، قبل و بعد از ایجاد تروما با این هدف مقایسه شده است که توان مدل‌سازی المان محدود را در تسهیل فن‌آوری‌های تشخیص، درمان و پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات گردنی بسنجد و همچنین نقش آن در ارتقاء استانداردسازی جراحی و کاهش عوارض در بیماران را مشخص کند.

## 2- روش انجام کار

### 2-1 طراحی مدل

در این مطالعه طراحی مدل ستون فقرات گردنی با تروماهای مختلف صورت گرفته است. در ابتدا نیاز به دانستن اندازه‌های حدودی برای ایجاد یک مدل اولیه از مهره و دیسک داشتیم. برای این کار از نرم افزار میمیکس استفاده شد، تصاویر رادیوگرافی یک فرد سالم، به عنوان نمونه، از دو نمای جانبی<sup>5</sup> و قدامی-خلفی<sup>6</sup> وارد نرم افزار شد و با استفاده از ابزار اندازه‌گیری میمیکس، پارامترهای هندسی مختلف محاسبه شدند.

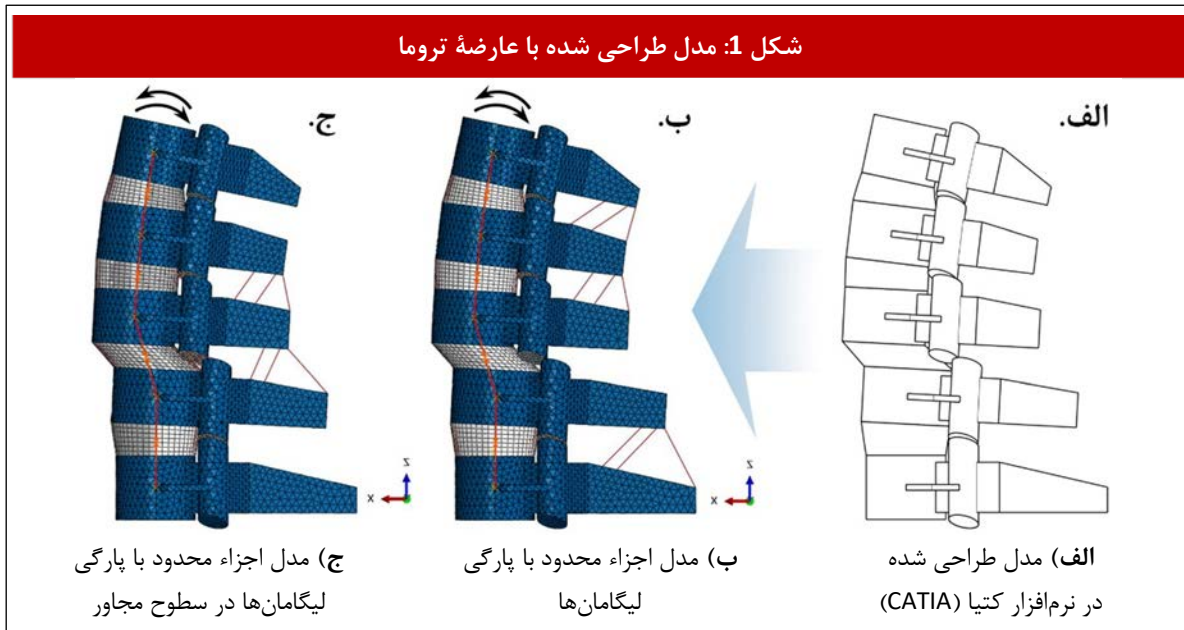
برای طراحی سگمنت‌های ستون فقرات گردنی، پس از استخراج ابعاد و اندازه‌ها از نرم افزار میمیکس استفاده شد. برای ایجاد مهره‌ها با توجه به آناتومی مهره که از دو بخش متراکم 10٪ و اسفنجی 90٪ تشکیل شده است، از دو نرم‌افزار کتیا<sup>7</sup> و اکسل و ارتباط بین این دو نرم‌افزار بهره گرفته شده است و برای طراحی دیسک‌های بین‌مهره‌ای و لیگامان‌ها، بهترین روش با کمترین هزینه زمانی، استفاده از دو نرم‌افزار هایپر مش<sup>8</sup> و کتیا بود. تمامی بخش‌های مهره به جز 90 درصد بدنه مهره، استخوان متراکم در نظر گرفته شده است. در این طراحی به صورت کلی از 14 پارامتر مستقل استفاده شده است. بدنه مهره به صورت یک استوانه با مقطع بیضی طراحی شده است که تنها با 3 پارامتر متغیر تعریف می‌شود. طراحی بخش خلفی مهره با استفاده از سه پارامتر متغیر ارتفاع لمینا<sup>9</sup>، فاصله مرکز فورامن تا مرکز بدنه مهره و مجموع شعاع کوچک بدنه و طول لمینا انجام شده است.

5. Lateral.
6. Anterior- Posterior (AP).
7. CATIA.
8. Hyper Mesh.
9. Lamina.

10. Subluxation.

11. Facet dislocation.

شکل 1: مدل طراحی شده با عارضه تروما



در سطح درگیر با عارضه تروما

گشتاور خالص در هر سگمنت به صورت جداگانه با نتایج چرخش بین‌مهره‌ای آزمایش‌های برون‌تنی پنجابی و ویلبدان مقایسه و صحت‌گذاری شدند<sup>(18,19)</sup>. مدل ستون فقرات گردنی دچار ضایعه تروما در حرکات فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری تحت گشتاور 1 نیوتن‌متر مورد بررسی قرار گرفت و سه پارامتر چرخش بین‌مهره‌ای، نیروی مفاصل فاست و فشار درون دیسکی با در نظر گرفتن بار پیرو محاسبه و بررسی شدند.

نتایج چرخش بین‌مهره‌ای در حرکات فلکشن، اکستنشن، خمش جانبی و چرخش محوری در همه سطوح C3 تا C7 بین دو مدل تروما در کنار مدل سالم بررسی شدند (شکل 2) و همچنین نیروی مفاصل فاست نیز مابین همه مفاصل و در همه سطوح ستون فقرات گردنی تحتانی مورد بررسی قرار گرفت (شکل 4). فشار درون دیسکی نیز بین مدل‌های دچار تروما در سطوح C3 تا C7 در کنار مدل سالم مورد بررسی قرار گرفت (شکل 3).

با توجه به نتایج دست آمده، این‌گونه مشاهده شده است که در مدل‌سازی، مدل دچار عارضه تروما چرخش بین‌مهره‌ای در حرکات مختلف چرخش محوری، اکستنشن و خمش جانبی در همه سگمنت‌ها کاهش پیدا کرده است به استثناء حرکت فلکشن که در نتایج چرخش بین‌مهره‌ای رفتار متفاوتی نشان داده است. در این حرکت در سطح C3-C4، 13/79 درصد در مدل تروما با پارگی لیگامان‌ها در سطوح مجاور افزایش زاویه چرخش بین‌مهره‌ای نسبت به مدل سالم مشاهده شده و همچنین کاهش 9/03 درصدی در مدل تروما با آسیب لیگامان‌ها در همان سطح نیز مشاهده شده است. در سطح C4-C5 مشابه سایر حرکات کاهش زاویه چرخش بین‌مهره‌ای بر اثر بارگذاری گشتاوری مشاهده شد. در حرکت فلکشن در سطح C5-C6 افزایش 55/92 درصدی در مدل تروما با آسیب لیگامنت C5-C6 و افزایش 45/48 درصدی در مدل تروما با پارگی لیگامنت سطوح

خلفی، زرد، کپسولی، فوق‌خاری و بین‌خاری است که در مدل‌سازی با حذف این لیگامان‌ها این امر نشان داده شده است (شکل 1).

## 2-1-3 مدل‌سازی پارگی لیگامان‌ها در سطح درگیر با عارضه تروما

همچنین با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیقات انجام شده، هنگام آسیب و تروما در درصد قابل‌توجهی امکان پارگی لیگامان‌ها در همان سطح نیز وجود دارد<sup>(11)</sup>. تروما در سطح C5-C6 باعث آسیب و پارگی لیگامان‌های طولی قدامی، طولی خلفی، زرد، کپسولی، بین‌خاری و فوق‌خاری در همان سطح نیز شده بود (شکل 1).

## 2-2 تعیین خواص مکانیکی

در این پژوهش به منظور تعیین خواص مکانیکی از نرم‌افزار آباکوس استفاده شده است که خواص مکانیکی استخوان ناحیه متراکم، استخوان ناحیه اسفنجی و لیگامان‌ها همگی به صورت الاستیک همسانگرد در نظر گرفته شده‌اند. دو بخش ناحیه فیبری و هسته دیسک بین‌مهره‌ای به صورت هایپرالاستیک مدل مونی‌ریولین<sup>12</sup> با سه پارامتر ثابت در نظر گرفته شد (جدول 1).

## 2-3 شرایط بارگذاری

همان‌طور که پیش از این اشاره شد، به منظور شبیه‌سازی نیروی وزن سر و نیروهای غیرفعال ماهیچه‌ای در راستای محوری ستون مهره‌ها، از روش بار پیرو استفاده می‌شود<sup>(17)</sup>.

## 3- نتایج

نخست، نتایج مدل سالم بررسی و صحت‌گذاری شد که به منظور صحت‌گذاری مدل سالم، نتایج چرخش بین‌مهره‌ای در اثر اعمال

12. Mooney-Rivlin.

## جدول 1: خواص مکانیکی مدل‌های المان محدود طراحی شده

| مراجع        | سطح مقطع** | خواص مکانیکی*                               | اجزاء ستون مهره گردنی |
|--------------|------------|---|-----------------------|
| [12]         | -          | $\nu = 0/3, E=10000$                        | استخوان متراکم بدنه   |
| [13]         | -          | $\nu = 0/2, E=100$                          | استخوان اسفنجی بدنه   |
| [6]          | -          | $C10 = 0/56$<br>$C01 = 0/14$<br>$D1 = 0/45$ | ناحیه فیبری دیسک      |
| [6]          | -          | $C10 = 0/12$<br>$C01 = 0/09$<br>$D1 = 0/49$ | هسته دیسک             |
| [14]         | -          | $E = 1, \nu = 0/3$                          | فیبرهای کلاژن         |
| [13]         | -          | $E = 10, \nu = 0/4$                         | غضروف مفاصل فاست      |
| [15]<br>[16] | 1          | $E = 10, \nu = 0/3$                         | لیگامان طولی قدامی    |
| [15]<br>[16] | 1          | $E = 10, \nu = 0/3$                         | لیگامان طولی خلفی     |
| [15]<br>[16] | 0/4        | $E = 1/5, \nu = 0/3$                        | لیگامان زرد           |
| [15]<br>[16] | 3          | $E = 1/5, \nu = 0/3$                        | لیگامان بین خاری      |
| [16]         | 5          | $E = 1/5, \nu = 0/3$                        | لیگامان فوق خاری      |
| [15]<br>[16] | 1/2        | $E = 10, \nu = 0/3$                         | لیگامان کپسولی        |

\*  $E =$  مدول الاستیسیته بر حسب MPa ؛  
\*\* سطح مقطع بر حسب  $\text{mm}^2$  ؛  $\nu =$  ضریب پواسون ؛  
(C10، C01، D1 = پارامترهای مدل هایپرلاستیک مونی ریولین)

نتایج نیروی مفاصل فاست در راستای حرکت اکستنشن محاسبه شده است که این نتایج نشانگر این است که با مدل‌سازی تروما که باعث جابه‌جایی و سرخوردگی مهره در سطح C5-C6 می‌باشد، نیروی بین مفاصل فاست افزایش شدیدی داشته است. نتایج نیروی بین مفاصل فاست در سطح C5-C6 که در رفتگی مفصل فاست در آن مدل‌سازی شده از سایر سطوح مقدار بیشتری است که این مقدار در این سطح در حدود 97/63 درصد محاسبه شده است. در نتایج نیروی مفاصل فاست در دو حالت تروما با پارگی لیگامان در سطوح مجاور و تروما با پارگی لیگامان در همان سطح، تفاوت شایان توجهی مشاهده نشد (شکل 4).

## 4- بحث روی نتایج

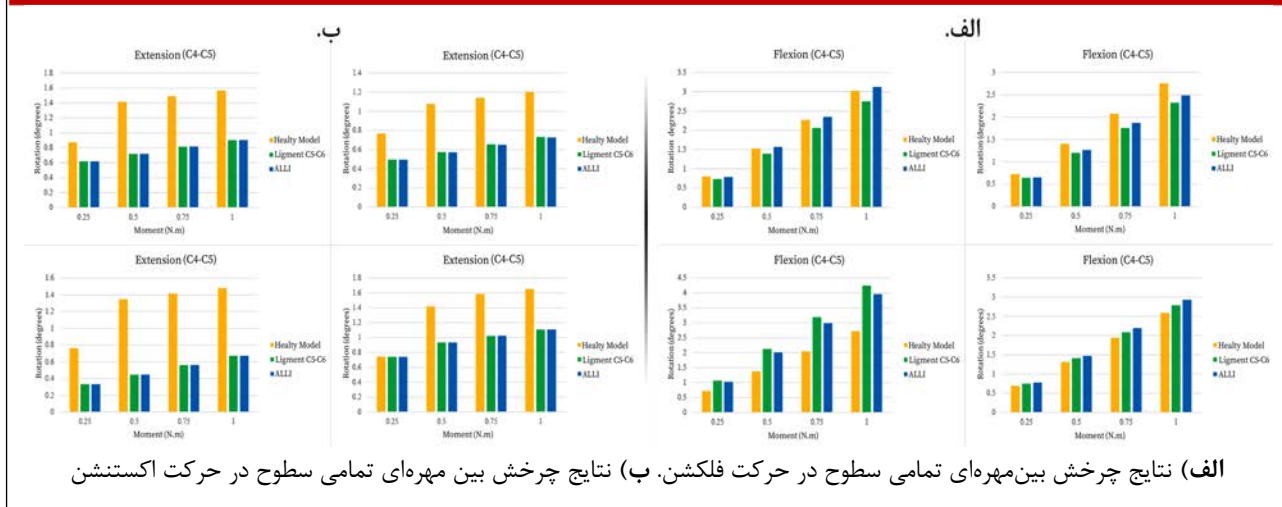
هدف اصلی این مقاله استخراج مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی‌سازی شده بیماران است تا به کمک آن بتوان به پیش‌بینی بیومکانیک ستون فقرات گردنی بیماران بعد از عارضه تروما

مجاور نسبت به مدل سالم پیش‌بینی شد. در سطح C6-C7 نیز در مدل تروما با پارگی لیگامان‌ها در سطوح مجاور و مدل دچار تروما با پارگی لیگامان‌ها در همان سطح به ترتیب 13/08 درصد و 7/52 درصد افزایش نسبت مدل سالم را شاهد بودیم. با توجه به آسیب و ترومای وارد شده و پارگی لیگامنت‌های خلفی در همان سطح و در سطوح مجاور افزایش نتایج چرخش بین‌مهره‌ای در حرکت فلکشن در مدل‌های دچار تروما نسبت به مدل سالم توجیه‌پذیر است. عارضه تروما باعث بی‌ثباتی ساختمان ستون فقرات می‌شود و این امر موجب کاهش دامنه حرکتی در تمامی سطوح در حرکات مختلف چرخش محوری، اکستنشن و خمش جانبی می‌شود (شکل 2).

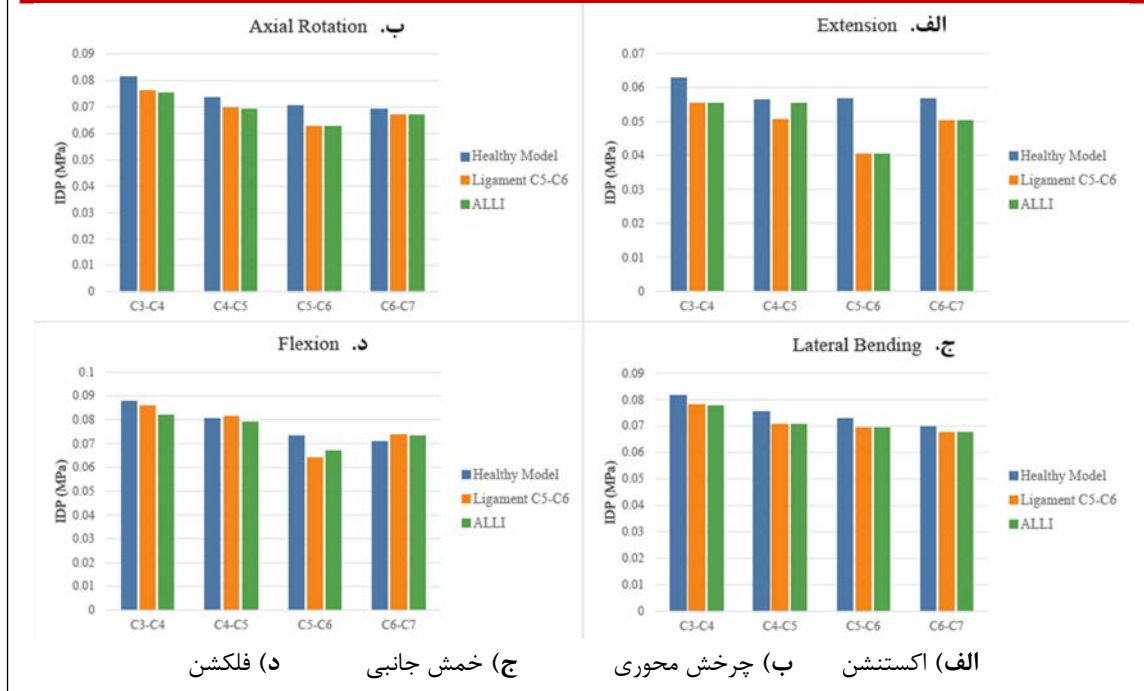
نتایج محاسبه شده از فشار میان دیسکی در تمامی حرکات مورد بررسی قرار گرفت. در حرکات چرخش محوری، اکستنشن، خمش جانبی شاهد کاهش فشار میان دیسکی در تمامی سطوح مختلف مدل در شرایط یکسان بارگذاری بوده‌ایم ولی در حرکت فلکشن نتایج به صورت متفاوتی ظاهر شده است. در این حرکت میزان فشار میان دیسکی در سطح C3-C4 در شرایط تروما با پارگی لیگامان‌ها در همان سطح میزان 2/28 درصد کاهش و در تروما با پارگی لیگامنت‌های سطوح مجاور میزان 7/07 درصد کاهش را شاهد بودیم. در سطح C4-C5 در شرایط تروما با پارگی لیگامان در همان سطح میزان 1/29 درصد افزایش داشته در صورتی که نتایج فشار میان دیسکی در تروما با پارگی لیگامنت‌ها در سطوح مجاور 1/4 درصد کاهش را پیش‌بینی می‌کند. در سطح C5-C6 که در اثر تروما دچار سرخوردگی و جابه‌جایی مهره شده شاهد تغییرات چشمگیری در فشار میان دیسکی بوده‌ایم که در مدل تروما با پارگی در همان سطح، میزان 12/85 درصد و در تروما با پارگی لیگامان در سطح مجاور، میزان 9/06 درصد کاهش داشته است. در سطح C6-C7 نیز شاهد افزایش فشار میان دیسکی در سطوح مجاور به ترتیب به میزان 4/28 و 3/42 درصد بوده است.

در حرکت فلکشن و اکستنشن در سطوح مجاور محل آسیب شرایط متفاوت‌تری را نسبت به سایر سطوح در نتایج فشار میان دیسکی نظاره‌گر بودیم. به طور معمول شاهد افزایش فشار در سطوح مجاور هستیم ولی در صورت کاهش، این اختلاف به میزان کمتری نسبت به سایر سطوح است. افزایش فشار در هسته دیسک سطوح مجاور ممکن است در طولانی‌مدت باعث انتقال آسیب به این سطوح و شروع فرآیند تخریب در دیسک بین‌مهره‌ای سطوح مجاور شود. نتایج فشار میان دیسکی در حرکت فلکشن و اکستنشن تروما با پارگی لیگامان در همان سطح و تروما با پارگی لیگامان در سطوح مجاور، کمی متفاوت‌تر از سایر حرکات ظاهر شدند، که دلیل این امر پارگی لیگامان‌های خلفی و آسیب بافت نرم در سطوح متفاوت است که منجر به این اختلاف در نتایج این حرکات می‌شود (شکل 3).

شکل 2: نتایج مربوط به چرخش بین مهره‌ای در مدل‌های با عارضه تروما و مقایسه آن با مدل سالم.



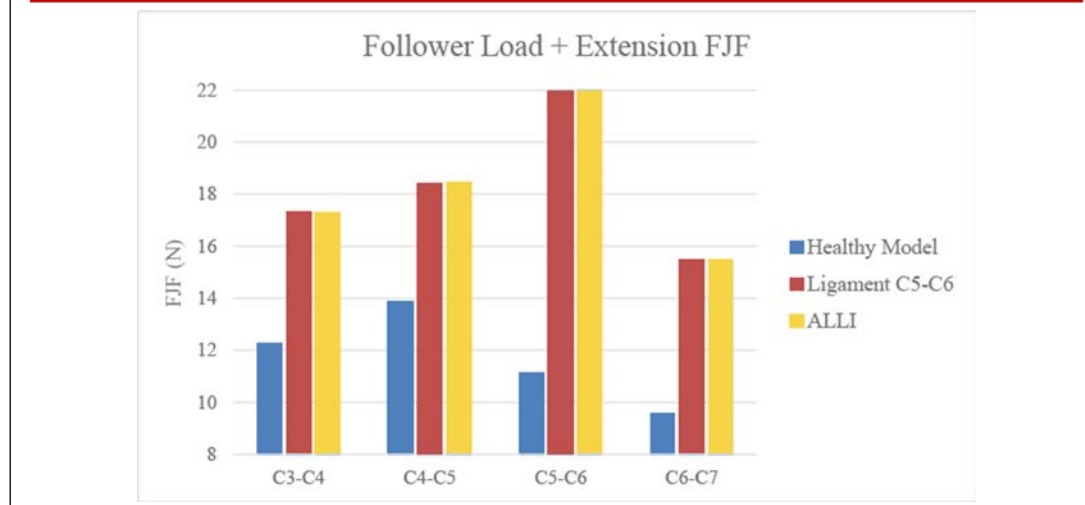
شکل 3: نتایج حاصل از فشار میان دیسکی در مدل‌های با عارضه تروما و مقایسه آن با مدل سالم در حرکات مختلف



رادیوگرافی هر شخص استخراج شد و در طراحی و تحلیل هر بخش به صورت مجزا از نرم‌افزارهای مطرح شده استفاده شده است. به منظور اعتبارسنجی این پژوهش و صحت‌گذاری مدل اجزاء محدود پارامتری شخصی‌سازی شده، نتایج چرخش بین‌مهره‌ای در اثر اعمال گشتاور خالص در هر سگمنت به صورت جداگانه با نتایج چرخش بین‌مهره‌ای آزمایش‌های برون‌تنی پنجابی و ویلدان مقایسه شدند<sup>(19,18)</sup>. مدل ساخته شده در این مطالعه از لحاظ پارامترهای بررسی شده مانند چرخش بین‌مهره‌ای، نیروی مفاصل فاست و فشار

پرداخت. به همین منظور ابتدا، مدل هندسی پارامتری شخصی‌سازی شده بر پایه 16 پارامتر آناتومیک ساخته می‌شود که از تصاویر رادیوگرافی بیمار استخراج شده‌اند. از جمله تفاوت و امتیازهای این تحقیق نسبت به کارهای پیشین بیومکانیکی، مدل‌سازی با استفاده از عکس‌های رادیوگرافی در دو نمای قدامی-خلفی و جانبی بوده است که نسبت به مدل‌های دقیق بسیار سریعتر و با دقت مناسبی قابل به‌روزرسانی نسبت به پارامترهای آناتومیک هر بیمار است<sup>(20)</sup>. در این مطالعه به منظور افزایش دقت مدل‌سازی تمام ابعاد آناتومیک به‌طور مستقیم از عکس

شکل 4: نتایج حاصل از نیروی مابین مفاصل فاست در مدل‌های با عارضه تروما و مقایسه آن با مدل سالم در حرکت گشتاوری اکستنشن به همراه بار پیرو



دیگر محدودیت‌های این مطالعه، عدم شبیه‌سازی دقیق نیروهای عضلانی است که ستون فقرات را تحت تأثیر قرار می‌دهند. با افزودن این جزئیات نتایج دقیق‌تری در قیاس با مدل‌های واقعی انسان خواهیم داشت.

## 5 - نتیجه‌گیری

در این مطالعه یک مدل هندسی پارامتری از ستون مهره تحتانی گردن با استفاده از تصاویر رادیوگرافی ایجاد و توسعه داده شد. سپس مدل با استفاده از نرم افزار هایپر مش شبکه‌بندی و لیگامان‌های آن به مجموعه اضافه شدند. مدل المان محدود توسعه یافته برای تحلیل به نرم افزار آباکوس منتقل شد. تحلیل مدل المان محدود پارامتری نشان داد که تطابق خوبی با داده‌های تجربی موجود دارد و می‌توان از آن برای بررسی بالینی برخی پارامترها بهره برد. از این رو با شبیه‌سازی دو حالت مختلف تروما در سُرْخوردگی و جابه‌جایی مهره و کاهش ارتفاع دیسک C5-C6 و در رفتگی مفصل فاست در این سطح، یک حالت، با آسیب در لیگامان‌های سطوح مجاور و حالت دیگر با آسیب لیگامان‌ها در همان سطح، نتایج مربوط به چرخش بین‌مهره‌ای، فشار میان دیسکی و نیروی بین مفاصل فاست محاسبه و در سطوح مختلف رفتار بیومکانیکی مدل مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. با مدل‌سازی تروما رفتار بیومکانیکی مدل دستخوش تغییراتی شده است که این تغییرات شامل کاهش دامنه حرکتی در اغلب سطوح در حرکات مختلف و نیز کاهش فشار میان دیسکی در اغلب سطوح و افزایش نیروی بین مفاصل فاست بوده است، این به هم‌ریختگی ساختار در این سیستم پیچیده باعث ایجاد رفتار غیرنرمال در حرکات مختلف شده است. پیش‌بینی می‌شود نتیجه این رفتار بیومکانیکی مدل در صورت بهبود نیافتن باعث عدم ثبات در مکانیزم ستون فقرات شود و ممکن است در طولانی مدت موجب افزایش آسیب‌های بیشتری در قسمت‌های مختلف ستون فقرات گردنی تحتانی شود.

درون‌دیسکی با تحقیقات پیشین بیومکانیکی مقایسه شد و نتایج مقایسه شده از لحاظ عددی تطابق مناسبی داشته‌اند<sup>(21,6)</sup>. در تحقیق پیش رو، مدل‌های دچار ضایعه تروما بر اساس تحقیقات کلینیکالی انجام شده، طراحی و مدل‌سازی شده‌اند<sup>(11,7)</sup>. همچنین پاسخ بیومکانیکی ستون فقرات گردنی تحت تأثیر بارهای مختلف در پارامترهای چرخش بین مهره‌ای، نیروی مفاصل فاست و فشار درون دیسکی در ستون فقرات گردنی در این مطالعه ارزیابی شد و نتیجه با روند تحقیقات بیومکانیکی پیشین تطابق مناسبی داشته است<sup>(22)</sup>. با توجه به اهمیت تروماهای ایجاد شده در ستون فقرات گردنی تلاش تحقیق پیش رو در جهت کاهش تعداد اسکن‌های غیرضروری MRI بود که می‌تواند منجر به بهبود ایمنی بیمار و کاهش هزینه‌های درمان او شود. همچنین مدل حاضر می‌تواند کاربرد کلینیکی مناسبی داشته باشد و این امکان را برای جراحان فراهم کند که در کمترین زمان ممکن با به‌روزرسانی مدل بر اساس اطلاعات هر بیمار، پیش از عمل جراحی، و با استفاده از نتایجی نظیر فشار میان‌دیسکی و محدوده حرکتی و فشار وارد شده بر مفاصل فاست، پیش‌بینی از نتیجه عمل جراحی داشته باشند و عوارض ناشی از بیماری، هزینه‌های اقتصادی مستقیم و غیرمستقیم وارد شده به بیمار و جامعه، مسائل پزشکی و نگرانی در مورد تضمین کیفیت و اعتبار معیارهای انتخابی برای احتمال آسیب در بافت‌های نرم و لیگامان‌ها در اثر ترومای ستون فقرات گردنی که اولویت‌های مهمی می‌باشند را بهبود ببخشد. هنگام تفسیر داده‌ها باید محدودیت‌های مطالعه حاضر که شامل مدل‌سازی صورت گرفته بر اساس داده‌های آناتومیک یک فرد و بررسی و مدل‌سازی تروماهای محدود می‌باشد را نیز در نظر گرفت. همچنین تصمیم برای انجام تصویربرداری‌های بیشتر و رویکرد عمل جراحی مناسب وابسته به صلاحدید جراح ستون فقرات است. از

## منابع

1. Van den Abbeele, M., et al., A subject-specific biomechanical control model for the prediction of cervical spine muscle forces. *Clinical Biomechanics*, 2018. 51: p. 58-66.
2. Wang, Y.-L., et al., Guideline for diagnosis and treatment of spine trauma in the epidemic of COVID-19. *Chinese Journal of Traumatology*, 2020. 23(4): p. 196-201.
3. Dowdell, J., et al., Biomechanics and common mechanisms of injury of the cervical spine. *Handb Clin Neurol*, 2018. 158: p. 337-344.
4. Tundo, F., et al., Spinal alignment, surgery, and outcomes in cervical deformity: A practical guide to aid the spine surgeon. *Clinical neurology and neurosurgery*, 2019. 185: p. 105496.
5. Cao, B.-H., Z.-M. Wu, and J.-W. Liang, Risk factors for poor prognosis of cervical spinal cord injury with subaxial cervical spine fracture-dislocation after surgical treatment: A consort study. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, 2019. 25: p. 1970.
6. 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.
7. Asadi, P., et al., Evaluation of frequency of cervical spine injuries in patients with blunt trauma. *Journal of Guilan University of Medical Sciences*, 2015. 23(92): p. 31-36.
8. Freeman, M.D. and W.M. Leith, Estimating the number of traffic crash-related cervical spine injuries in the United States; An analysis and comparison of national crash and hospital data. *Accident Analysis & Prevention*, 2020. 142: p. 105571.
9. Alizadeh, M., et al., Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: a systematic literature review. *Clinical Biomechanics*, 2020. 71: p. 115-124.
10. Kim, Y.H., B. Khuyagbaatar, and K. Kim, Recent advances in finite element modeling of the human cervical spine. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 2018. 32(1): p. 1-10.
11. Awad, B.I., et al., Adjacent level ligamentous injury associated with traumatic cervical spine fractures: indications for imaging and implications for treatment. *World neurosurgery*, 2015. 84(1): p. 69-75.
12. Zafarparandeh, I., D.U. Erbulut, and A.F. Ozer, Motion analysis study on sensitivity of finite element model of the cervical spine to geometry. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2016. 230(7): p. 700-706.
13. Wheeldon, J.A., et al., Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine. *Annals of biomedical engineering*, 2008. 36(9): p. 1458-1469.
14. Toosizadeh, N. and M. Haghpanahi, Generating a finite element model of the cervical spine: Estimating muscle forces and internal loads. *Scientia Iranica*, 2011. 18(6): p. 1237-1245.
15. Laville, A., S. Laporte, and W. Skalli, Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *Journal of biomechanics*, 2009. 42(10): p. 1409-1415.
16. Lee, S.-H. et al., Comparison of cervical spine biomechanics after fixed-and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis. *Spine*, 2011. 36(9): p. 700-708.
17. Bell, K.M., et al., Influence of follower load application on moment-rotation parameters and intradiscal pressure in the cervical spine. *Journal of biomechanics*, 2018. 76: p. 167-172.
18. Wheeldon, J.A., et al., Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine. *Journal of biomechanics*, 2006. 39(2): p. 375-380.
19. Panjabi, M.M., et al., Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine*, 2001. 26(24): p. 2692-2700.
20. Wong, C.-E., et al., Optimization of three-level cervical hybrid surgery to prevent adjacent segment disease: a finite element study. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 2020. 8: p. 154.
21. Nikkhoo, M., et al., The biomechanical response of the lower cervical spine post laminectomy: geometrically-parametric patient-specific finite element analyses. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2021. 41(1): p. 59-70.
22. Cai, X.-Y., et al., The effect of follower load on the range of motion, facet joint force, and intradiscal pressure of the cervical spine: a finite element study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2020. 58: p. 1695-1705.