مرور مقالات بررسی عملکرد مکانیکی طناب نخاعی در آسیب‌های ضربه‌ای

خلاصه

باتوجه به وسعت معلولیت ناشی از آسیب‌های طناب نخاعی و افزایش روزافزون مبتلایان به آن، تلاش‌های زیادی برای ترمیم این ضایعه انجام شده‌است. آسیب‌های طناب نخاعی به دو دسته ضربه‌ای و غیرضربه‌ای تقسیم می‌شوند که البته بیشتر آسیب‌های رخ داده در جامعه از نوع ضربه‌ای است. میزان وقوع سالانه این آسیب بین ۴۰-۱۵ مورد به ازای هریک میلیون نفر در سراسر دنیا تخمین زده می‌شود. باتوجه به وسعت این اتفاق لزوم بررسی هرچه بیشتر آسیب‌های نخاعی به‌ویژه آسیب‌های ضربه‌ای بیشتر حس می‌شود. به‌دلیل مشکلات و محدودیت‌های عملی، اخلاقی و همچنین هزینه هنگفت انجام مطالعات تجربی بر روی نخاع زنده و اجساد انسانی، استفاده از مدل‌سازی به روش المان محدود ابزار قوی و مکملی برای بررسی بیومکانیک نخاع است. این روش قادر به پیش‌بینی چگونگی آسیب‌های نخاعی در بارگذاری‌های متفاوت بوده و می‌تواند به صورت تئوری میزان کرنش طناب نخاعی و حد بحرانی برای آسیب‌دیدگی‌های طناب نخاعی را تعیین کند. این نوع پیش‌بینی‌های نخاعی می‌تواند در نهایت نقش مهمی در ترمیم این ضایعات و بهبودی بیماران ایفا کند. در این مطالعه سعی شده است با بررسی مطالعات صورت گرفته روی نخاع انسان، روش‌های مختلف مدل‌سازی آن ارائه شده و جنبه‌های مختلف آن ازقبیل تعیین خواص، نحوه مدل‌سازی اجزا محدود و چگونگی بارگذاری و در نهایت چگونگی آسیب‌پذیری طناب نخاعی بررسی شده و مورد مقایسه قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: طناب نخاعی، آسیب‌های طناب نخاعی، مدل‌سازی المان محدود

دریافت مقاله: ۲/۵ ماه قبل از چاپ؛ **مراحل اصلاح و بازنگری:** ۱ بار؛ **پذیرش مقاله:** ۲۰ روز قبل از چاپ

[*]مائده موسوی، [**]سعید ضیایی راد، [***]رضا تیکنی

مقدمه

آسیب‌های طناب نخاعی را از نظر سبب‌شناسی می‌توان به دو گروه آسیب‌های ضربه‌ای و آسیب‌های غیرضربه‌ای تقسیم‌بندی کرد. بیشتر آسیب‌های طناب نخاعی از نوع ضربه‌ای هستند، که معمولا به هنگام تصادف‌های جاده‌ای و سانحه با موتورسیکلت، حرکت‌های ورزشی شدید و سقوط از ارتفاع ایجاد می‌گردند. آسیب‌های غیرضربه‌ای میزان کمتری از صدمات طناب نخاعی را ایجاد می‌کنند. لغزش مهره، تنگی مجرای نخاعی و مشکلات عروقی بعضی از آسیب‌های غیرضربه‌ای نخاعی می‌باشند[۱]. برای ارزیابی یک آسیب به‌طور دقیق، شناخت مکانیزم واقعی آسیب ضروری است. به عبارت دیگر هنگامی که چگونگی اتفاق افتادن آسیب مشخص شده‌است، گستردگی آسیب، همچنین اعضا و بافت‌های درگیر در آسیب دقیق‌تر تعیین می‌شوند و در نتیجه درمان با سرعت و شناخت بیشتری صورت می‌گیرد [۲].

ستون مهره‌ها بخش اصلی استخوان‌بندی انسان در نیم‌تنه‌ی بالایی است. ستون فقرات به بخش‌های گردنی، سینه‌ای، کمری، خاجی و دنبالچه تقسیم‌بندی می‌شوند. از وظایف اصلی ستون مهره‌ها حمایت از کل بدن، و نیز حمایت از ساختمان‌های حیاتی بدن مثل اعصاب و نخاع است که در داخل آن قرار دارند. طناب نخاعی که در داخل ستون فقرات قرار گرفته، از اجزای اصلی دستگاه عصبی مرکزی مهره‌داران است که مسئول انتقال پیام‌های حسی و حرکتی بین مغز و سایر نواحی بدن می‌باشد. طناب نخاعی و ستون‌فقرات می‌توانند در معرض آسیب‌های ضربه‌ای و آسیب‌های غیرضربه‌ای قرار گیرند. آسیب‌های ضربه‌ای ستون فقرات باعث ایجاد طیف وسیعی از مکانیزم‌های آسیب می‌شود. برخی از مکانیزم‌های آسیب می‌توانند منجر به آسیب نخاعی شوند. آسیب نخاعی ضربه‌ای زمانی اتفاق می‌افتد که ناحیه‌ی سفید رنگ بافت نخاعی در معرض ضربه‌ی ناگهانی قرار گیرد یا آن‌که آکسون‌های ناحیه‌ی سفید یا ناحیه‌ی خاکستری نخاع آسیب ببینند. نیروهای مکانیکی که عامل ایجاد این آسیب هستند ترکیبی از بارهای فشاری، کششی، برشی و پیچشی هستند که در نهایت با قطع ارتباط سلول‌های عصبی، منجر به معلولیت شخص می‌شوند که درمان ترمیمی مشخصی ندارد. آسیب‌دیدگی‌های نخاعی از نظر شدت متغیر بوده و می‌تواند دامنه‌ای از صدمات خفیف مثل خمیدگی،کشیدگی توام با جابه‌جایی مهره‌ها، خون‌ریزی، کوفتگی، له‌شدگی تا قطع کامل نخاع را در برگیرند[۳].

*کارشناس ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان ۸۴۱۵۶-۸۳۱۱۱، ایران
* استاد دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان ۸۴۱۵۶-۸۳۱۱۱، ایران
* استادیار دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان ۸۴۱۵۶-۸۳۱۱۱، ایران

نویسنده مسئول:
مائده موسوی

ایمیل:
m.mousavi.mech@gmail.com

سه مورد از رایج‌ترین آسیب‌های ضربه‌ای، آسیب له‌شدگی[1]، دررفتگی[2] و انحرافی[3] هستند.

دانستن فیزیولوژی تغییر شکل نخاع برای درک آستانه‌ی آسیب بسیار مهم است. بیشتر مطالعات تجربی با محدودیت‌های جدی روبرو هستند، لذا استفاده از روش‌های تحلیلی می‌تواند در این زمینه کارساز باشد. یکی از این روش‌ها، روش المان محدود است. نکته‌ی مهم و قابل توجه آنست که پژوهش‌های انجام شده در این زمینه محدودند و بیشتر مطالعات به بررسی آسیب در مهره‌های ستون فقرات پرداخته‌اند، در حالی‌که جدی‌ترین آسیب در هنگام اعمال بار خارجی بر ستون مهره‌ها، آسیب به نخاع است که می‌تواند فلج اندام‌ها را به دنبال داشته باشد. لذا بررسی دقیق عملکرد طناب نخاعی در آسیب‌های ضربه‌ای ضرورت دارد. با توجه به این‌که در مطالعات المان محدود تمام پیچیدگی‌های مدل اصلی لحاظ نمی‌شود لازم است مدل‌های موجود مقایسه و مورد ارزیابی قرار گیرند تا چراغ راهی برای مطالعات آینده باشند. این مطالعه به معرفی پژوهش‌های انجام شده در این زمینه می‌پردازد. هدف از انجام این پژوهش مقایسه‌ی مطالعات عددی و مدل‌های المان محدود انجام شده در پژوهش های پیشین و بررسی نتایج آن‌ها به منظور ارائه‌ی مدل‌سازی‌های دقیق‌تر در آینده است.

در ادامه مقاله مروری خواهد شد بر پژوهش‌های تجربی انجام شده در زمینه رفتار مکانیکی طناب نخاعی در برابر بارگذاری‌های متفاوت و در قسمت بعدی مطالعات عددی و مدل‌سازی های انجام شده در دو بخش مدل‌سازی‌های انسانی و مدل‌سازی‌های حیوانی مورد بررسی قرار گرفته می‌شود. در پایان هم نتیجه‌بررسی های انجام شده بیان خواهد شد.

پژوهش‌های تجربی

مطالعات آزمایشگاهی محدودی بر روی بافت نخاعی انسان و حیوان انجام شده‌است. این مطالعات به منظور درک بهتر چگونگی مکانیزم آسیب نخاعی و یا پی بردن به خواص مکانیکی بافت نخاعی انجام شده‌است. نتایج حاصل از آزمایش‌های انجام گرفته بر روی نمونه‌های حیوانی در جدول ۱ آورده شده است.

یکی از اولین پژوهش‌های انجام شده در این زمینه پژوهش آلن و همکاران در سال ۱۹۱۱ است[۴]. در این پژوهش آسیب له‌شدگی با انجام آزمایش بر نخاع سگ مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته‌است. در پژوهش‌هایی که پس از آن انجام شده‌اند هانگ و همکاران در سال‌های ۱۹۸۱ [۵] و ۱۹۸۲ [۶] آسیب له شدگی را با انجام آزمایش بر روی نخاع گربه بررسی کرده و با اعمال بار محوری به صورت کششی و فشاری مدول الاستیسیته بافت نخاعی گربه را به‌دست آورده‌اند. هانگ و چانگ در سال ۱۹۸۱ [۷] نخاع سگ را تحت بار تک محوره قرار داده و رفتار آن را بررسی کرده و با توجه به نتایج حاصل مدول الاستیسته‌ی بافت نخاعی سگ را استخراج کرده‌اند. در سال ۱۹۸۹ مامیان و همکاران [۸] با هدف بررسی رفتار مکانیکی نخاع گربه، آن را تحت بارگذاری انحرافی قرار داده و به این نتیجه رسیده‌اند که در این بارگذاری مقدار تنش در بخش سفید رنگ بافت نخاعی گربه، بیشتر از بخش خاکستری می‌باشد. جونز و همکاران در سال ۲۰۰۸ [۹] به منظور بررسی تأثیر مایع مغزی نخاعی، نخاع گاو را مورد آزمایش قرار داده و تأثیر مایع مغزی نخاعی در حفاظت از نخاع را بررسی و به نقش به‌سزای مایع مغزی نخاعی در حفاظت از نخاع پی‌بردند. اوزاوا و همکاران در سال ۲۰۰۴[۱۰] به منظور پی‌بردن به خواص مکانیکی بافت نخاعی، آزمایش‌هایی را بر روی نخاع خرگوش انجام داده‌اند. فیفورد و همکاران در سال ۲۰۰۴ [۱۱] نخاع موش را تحت بارگذاری دررفتگی قرار داده و آن را مورد بررسی و آزمایش قرار داده‌اند و به این موضوع پی بردند که آسیب آکسونی در این آسیب در ناحیه‌ی سفید بیشتر است. فیفورد و بیلستون در سال ۲۰۰۵ [۱۲] به منظور یافتن خواص مکانیکی بافت نخاعی آزمایش‌هایی را بر روی شش نمونه نخاع موش به صورت برون‌تنی[4] انجام داده‌اند و خواص بافت نخاعی را به صورت ویسکوالاستیک طبق جدول ۲ گزارش داده‌اند. ته کو و همکاران در سال ۲۰۰۹ [۱۳] به منظور پی بردن به چگونگی رفتار نخاعی در سه آسیب جابه‌جایی، له‌شدگی و دررفتگی نخاع موش را مورد آزمایش قرار داده‌اند و در هر آسیب با بررسی میزان تغییر طول گره‌های رانویه[5] میزان آسیب آکسونی را در هر آسیب بررسی کردند. کلارک و همکاران در سال ۲۰۰۹ [۱۴] با هدف دستیابی به خواص عصبی بافت نخاع آزمایش‌هایی را بر روی ۸ نمونه نخاع موش به صورت برون‌تنی انجام داده‌اند و خواص بافت نخاعی را به صورت ویسکوالاستیک طبق جدول ۲ گزارش داده اند. اوکلاند و همکاران در سال ۲۰۰۶ [۱۵] با هدف بررسی پاسخ مکانیکی بافت نخاعی، بافت نخاعی گاو را تحت بار تک محوره قرار داده و پاسخ آن را بررسی کرده و مدول الاستیسیته بافت نخاعی گاو را گزارش کردند. پولاک و همکاران در سال ۲۰۱۴ [۱۶] با هدف بررسی ساختار بیومکانیکی رباط‌های دندانه‌دار در بخش گردنی ستون فقرات آزمایش‌هایی را بر بافت نخاعی خوک انجام داده و به نقش به‌سزای این رباط‌ها در حفاظت از بافت نخاعی در آسیب‌های ضربه‌ای پی‌بردند. در این میان نتایج آزمایش‌های بیشتر پژوهشگران، خواص بافت نخاعی به صورت یک‌پارچه بیان شده‌است و تفاوتی میان بافت خاکستری و بافت سفید رنگ مشاهده نمی‌شود ولی در نتایج به دست‌آمده از آزمایش‌های ایکیهارا و همکاران در سال ۲۰۰۱ [۱۷] خواص بخش سفید و خاکستری با انجام تست‌هایی بر روی نخاع گاو به‌صورت مجزا بیان شده‌است و در نهایت این‌گونه استنباط شده‌است

1Contusion
2Dislocation
3Distraction

4 In vitro
5Node of ranvier

که مدول الاستیسیته بخش سفید بزرگتر از مقدار آن در بخش خاکستری است.

همچنین آزمایش‌های محدودی بر روی نخاع انسان به صورت برون‌تنی انجام شده‌است از جمله پژوهش بیلستون و تیبالت در سال ۱۹۹۵ [۱۸] که به منظور یافتن خواص مکانیکی بافت نخاعی در ناحیه‌ی گردنی انجام شده‌است. همچنین یان و همکاران در سال ۱۹۹۸ [۱۹] نخاع گردنی انسان را تحت آزمایش و بارگذاری خمشی قرار داده و چگونگی تغییر شکل و جابه‌جایی نخاع را بررسی کرده‌اند. کو و همکاران در سال ۲۰۰۴ [۲۰] به منظور تعیین ابعاد و پارامترهایی از جمله قطر مقطع و حجم هر بخش از نخاع (گردنی- سینه‌ای- کمری) آزمایش‌هایی را بر نخاع انسان به صورت برون‌تنی انجام داده‌اند. کریمی و همکاران در سال ۲۰۱۷ [۲۱] بیست و چهار نمونه از بافت نخاعی انسان را به صورت تازه تحت بارگذاری فشاری در نرخ کرنش‌های متفاوت قرار داده و خواص الاستیک خطی و هایپر الاستیک (غیرخطی) بافت نخاعی را گزارش کرده‌اند. مدول الاستیک این بافت حدودا ۴۰/۱۲ کیلو پاسکال و تنش شکست برای آن ۶۲/۲۶ کیلوپاسکال گزارش شده‌است.

در توضیح ثوابت بدست آمده در جدول ۲ روابط ۱ تا ۵ معرفی می‌گردد. در واقع فیفورد و بیلستون [۱۲] وکلارک و همکاران [۱۴] یک مدل غیر خطی ویسکوالاستیک را استفاده کرده‌اند. مقدار تنش وابسته به زمان طبق رابطه ۱ محاسبه‌می‌شود. در این روابط A و B پارامترهای ماده، ϵ میزان کرنش و $G(\epsilon,t)$ تابع ریلکسیشن کاهش یافته با $G(0)=1$ ، می‌باشد.

(1)	$\sigma(t)=\int_{-\infty}^{t}\frac{\partial}{\partial\epsilon}(Y[\epsilon(\tau),t-\tau]\dot{\epsilon}(\tau)d\tau$
(2)	$Y(\epsilon,t)=\sigma^{e}(\epsilon)*G(\epsilon,t)$
(3)	$\sigma^{e}(\epsilon)=A(B^{\epsilon}-1)$
(4)	$G(\epsilon,t)=G_0+(1+\beta\dot{\epsilon})[G_1e^{-\tau_1\epsilon}+G_2e^{-\tau_2\epsilon}+G_3e^{-\tau_3\epsilon}]$
(5)	$\epsilon(t)=\begin{cases}\dot{\epsilon}_0 t & for\ 0<t<t_0\\ \dot{\epsilon}_0 t_0 & for\ t\geq t_0\end{cases}$

جدول ۱. نتایج برخی از پژوهش‌های تجربی انجام شده بر نمونه‌های حیوانی به منظور تعیین خواص مکانیکی بافت نخاعی

منبع آزمایش	نوع نمونه	مدول یانگ	تعداد نمونه	چگونگی انجام آزمایش
هانگ و همکاران (۱۹۸۱) [۵]	گربه	(MPa) ۰/۲۶	۳	In vivo
هانگ و چانگ (۱۹۸۱) [۷]	سگ	(MPa) ۰/۲۱۵-۰/۲۹۵	۱۰	In vivo
هانگ و همکاران (۱۹۸۲) [۶]	گربه	(MPa)۰/۴	۴	In vivo
ایکیهارا و همکاران (۲۰۰۱) [۱۷]	گاو	۰/۱۶۶ (Mpa) بخش سفید ۰/۰۲۵ (Mpa) بخش خاکستری	۶	In vitro
اوزاوا و همکاران (۲۰۰۴) [۱۰]	خرگوش	(MPa) ۰/۰۵-۰/۱۶ این مقادیر برای نرم‌شامه گزارش شده‌است	۹	In vitro
فیفورد و بیلستون (۲۰۰۵) [۱۲]	موش	خواص به صورت ویسکوالاستیک گزارش شده است، به جدول ۲ مراجعه شود	۶	In vitro
اوکلند و همکاران (۲۰۰۶) [۱۵]	گاو	(MPa) ۱/۱۹	۱	In vitro
کلارک و همکاران (۲۰۰۹) [۱۴]	موش	خواص به صورت ویسکوالاستیک گزارش شده است، به جدول ۲ مراجعه شود	۸	In vitro
پولاک و همکاران (۲۰۱۴) [۱۶]	خوک	(MPa)۱/۹۵	۹۸	In vitro

جدول ۲. خواص ویسکوالاستیک بافت نخاعی حاصل از آزمایش‌های تجربی

منبع آزمایش	τ_3	G_3	τ_2	G_2	τ_1	G_1	G_0	β	B	A
فیفورد و بیلستون [۱۲]	۰/۰۰۲۷	۰/۱۰۰۱	۰/۰۲۱۶	۰/۰۸۹۰	۰/۷۱۰۳	۰/۰۱۹۰	۰/۷۹۱۳	۱/۳۴۱۸	۲۱/۲۲	۰/۰۲۸۸
کلارک و همکاران [۱۴]	۰/۲۷۳۶	۰/۱۸۴۱	۰/۰۱۲۱	۰/۲۸۹۴	۱۰۰۰	۰/۰۱۴۲	۰/۵۱۲۳	۰	۱۶/۷۵	۰/۰۰۸۱

مطالعات عددی و مدل‌سازی

- **مدل های انسانی**

همان‌طور که قبلاً اشاره شد اخیراً به منظور درک بهتر چگونگی پاسخ بیومکانیکی نخاع و ستون فقرات، مطالعات محاسباتی (آنالیز المان محدود) در این زمینه گسترش یافته‌است، از جمله پژوهش‌های انجام شده در این زمینه پژوهش بیلستون و همکاران در سال ۱۹۹۸[۲۲] می‌باشد. بیلستون و همکاران در پژوهشی با هدف بررسی مغز، بخش گردنی‌ستون فقرات و نخاع، مدل دو بعدی (از صفحه‌ی خلفی – قدامی) از مغز، نخاع و ستون فقرات را تهیه کردند. این مدل‌سازی شامل مغز، مهره‌های بخش گردنی، بافت نخاعی بخش گردنی و مایع مغزی نخاعی می‌باشد. در این پژوهش رشته‌های عصبی و رباط‌ها مدل‌سازی نشده‌اند. در این پژوهش مهره‌ها به صورت صلب[۱] مدل‌سازی شده‌اند، با این توجیه که تغییر شکل آن‌ها در برابر نخاع خیلی کم است. مایع مغزی نخاعی به صورت یک مایع چسبناک با ویسکوزیته‌ای در حدود آب در نظر گرفته شده‌است. خواص بافت نخاعی از پژوهش بیلستون و تیبالت[۱۸] و خواص بافت مغز از پژوهش گالفورد و امسی‌ال هانی[۲۳] استخراج شده‌است. در پژوهش بیلستون و همکاران[۲۲] رفتار و چگونگی تغییر فرم نخاع گردنی در بارگذاری‌های کششی و فشاری بررسی شده‌است. به منظور صحت‌سنجی مدل‌سازی، نتایج به‌دست آمده با نتایج آزمایش‌های انجام شده بر مدل فیزیکی ایجاد شده توسط بیلستون و تیبالت در سال ۱۹۹۷[۲۴] مورد مقایسه قرار گرفته‌است. در این مقایسه کرنش ایجاد شده و میزان جابه‌جایی مهره‌ها در مدل‌سازی المان محدود(در بارگذاری کششی و فشاری) با مقادیر ایجاد شده در مدل فیزیکی مقایسه‌شده‌است و مشاهده می‌شود نتایج با تقریب نسبتاً خوبی بر هم منطبق هستند.

در پژوهشی دیگر در سال ۲۰۰۲ اسکیفرت و همکاران [۲۵] با توجه به این نکته که بخش گردنی نخاع و ستون‌فقرات از نظر آسیب‌شناسی در تصادفات در احتمال بالایی از آسیب قرار دارند به بررسی این بخش پرداختند [۲۶] احتمال بروز آسیب در بخش‌های مختلف ستون فقرات در جدول ۳ ذکر شده‌است.

جدول ۳. احتمال بروز آسیب در بخش‌های مختلف ستون‌فقرات و طناب نخاعی [۲۶]

احتمال بروز آسیب	محل وقوع آسیب
٪۱۱	بخش گردنی حد فاصل مهره‌های C1-C2
٪۵۱	بخش گردنی حد فاصل مهره‌های C3-C7
٪۱۴	بخش سینه‌ای حد فاصل مهره‌های T1-T10
٪۲۰	بخش کمری حد فاصل مهره‌های T11-L2
٪۴	بخش خاجی حد فاصل مهره‌های L3-S3

در پژوهش اسکیفرت و همکاران یک مدل سه بعدی از ستون‌فقرات و نخاع حد فاصل مهره‌های C_5-C_8 با استفاده از تصاویر امآرآی[۲] در نرم‌افزار آباکوس[۳] مدل‌سازی شده‌است. همچنین، رشته‌های عصبی، رباط‌های دندانه‌دار، بخش سخت شامه، مایع مغزی نخاعی، بخش سفید و بخش خاکستری در نظر گرفته شده‌است. خواص این بخش‌ها با استفاده از پژوهش یان و همکاران[۱۹]، وان و همکاران[۲۷] و مورونی و همکاران[۲۸] استخراج شده و مدل ساختاری تمام بخش‌ها به‌صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده‌است. لازم به ذکر است که مطالعه‌ی وان و همکاران در سال ۱۹۸۱ به منظور بررسی خواص مکانیکی سخت شامه‌ی انسان انجام شده‌است. دراین پژوهش مدل تحت بارهای فشاری و ممان خمشی قرار گرفته‌است. پس از اعمال بار میزان کرنش در سطح ناحیه‌ی سفید و خاکستری محاسبه شده‌است. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که در بارگذاری فشاری میزان کرنش در قسمت خلفی در نخاع بیشتر از قسمت قدامی است و لذا بخش خلفی آسیب‌پذیرتر است. همچنین مقدار ماکزیمم تنش فون میزز در طناب نخاعی در بارگذاری خمشی حدودا ۴/۰۹ مگاپاسکال است. در بارگذاری خمشی در این تحقیق به منظور صحت‌سنجی مدل‌سازی، نتایج مدل‌سازی از قبیل درصد کرنش در نخاع و سخت شامه با نتایج تست یان و همکاران[۱۹] مقایسه شده‌است که تقریباً نتایج مدل‌سازی به نتایج آزمایش تجربی نزدیک است البته برخلاف آنچه در مدل‌سازی پیش‌بینی کردیم، در آزمایش تجربی در بارگذاری خمشی میزان کرنش در قسمت خلفی در نخاع کمتر از قسمت قدامی است.

در پژوهش دیگر در سال ۲۰۰۸ گیریوز و همکاران [۲۹] مدل سه‌بعدی از نخاع و ستون‌فقرات را در قسمت C_5 تاء C مدل‌سازی کرده و چند نوع مکانیزم آسیب متفاوت را بر این مدل بررسی کردند. هدف این مطالعه بررسی و مقایسه‌ی توزیع کرنش در نخاع برای مکانیزم‌های آسیبی متفاوت از جمله کوفتگی، آسیب انحرافی و آسیب دررفتگی است. خواص به کاررفته در این مدل‌سازی از سایر پژوهش‌های تجربی و عددی استخراج شده و مدل ساختاری تمامی بخش‌ها به‌صورت الاستیک خطی در نظر گرفته شده‌است. در این پژوهش ماکزیمم تنش فون میزز در آسیب‌های دررفتگی، انحرافی و له‌شدگی به ترتیب ۰/۳۲، ۰/۱و ۰/۳۷ مگاپاسکال و ماکزیمم کرنش برشی در این سه آسیب به ترتیب ۰/۰۳، ۰/۰۷ و ۰/۱۱ بدست آمده است. در نهایت به منظور صحت سنجی مدل‌سازی در آسیب له‌شدگی نتایج مدل المان محدود انسانی با نتایج آزمایش انجام شده توسط هانگ و همکاران بر روی نخاع گربه[۳۰،۶] مقایسه و مشاهده می‌شود که بین نتایج مدل‌سازی و آزمایش تطبیق خوبی وجود دارد. این صحت سنجی با این توجیه که رفتار نخاع انسان و حیوان به هم نزدیک است انجام شده‌است. نتایج مدل‌سازی در آسیب دررفتگی با نتایج تست حیوانی مامیان و همکاران[۸] مقایسه شده‌است. این مقایسه نشان می‌دهد نتایج

1 Rigid

2MRI
3 ABAQUS 5.8, Hibbitt, Karlsson & Sorenson, Inc., Pawtucket, RI

مدل‌سازی با نتایج آزمایش هماهنگی بسیار خوبی دارد. اما نتایج مدل‌سازی آسیب انحرافی با هیچ داده‌ی تجربی مقایسه نشده‌است.

در پژوهشی دیگر مارسین سیز و همکاران در سال ۲۰۰۸ [۳۱] یک مدل‌سازی المان محدود سه بعدی از نخاع گردنی یک مرد جوان با استفاده از تصاویر ام آر آی و در محیط نرم‌افزار انسیس[1] ایجاد کرده‌اند. این مدل‌سازی شامل بخش سفید، خاکستری، نرم شامه، سخت شامه و رباط‌های دندانه‌دار می‌باشد. خواص بخش‌های مختلف در این مدل‌سازی از سایر پژوهش‌های تجربی و عددی استخراج شده و مدل‌ساختاری تمامی بخش‌ها الاستیک خطی در نظر گرفته شده‌است. هدف از انجام این پژوهش یافتن ارتباطی بین نحوه تغییر شکل نخاع در مدل المان محدود و تصاویر نخاع آسیب دیده واقعی است. این مدل تحت بارگذاری خمشی قرار گرفته و طبق نتایج بدست‌آمده از این پژوهش آسیب پذیرترین بخش در مقطع نخاع، لبه‌بالای بخش سفیدرنگ و همچنین بخش قدامی[2] و قسمت مرکزی ماده‌ی خاکستری است. نتایج بدست آمده از این مدل‌سازی به منظور صحت‌سنجی با تصاویر امآرآی تعداد زیادی از بیماران مقایسه و مورد ارزیابی قرار گرفته‌است.

در سال ۲۰۱۲ هتیرا و همکاران[۳۲] در پژوهشی یک مدل سه بعدی شامل مهره‌های L_1 تا L_5، چهار دیسک، رباط‌ها و بخش نخاعی این قسمت از ستون‌فقرات را مدل‌سازی کردند. در این مدل‌سازی مهره‌ها به صورت الاستیک و ارتوتروپیک مدل‌سازی شده و سایر قسمت‌ها به صورت الاستیک خطی مدل‌سازی شده‌اند. در این پژوهش بار اعمالی به صورت فشاری، خمش جانبی و ترکیبی از این دو نوع بارگذاری بر مدل وارد شده‌است و مقادیر تنش فون میزز برای بخش‌های مختلف مقطع نخاع محاسبه شده‌است. در نهایت با تحلیل نتایج، بیان شده‌است که در بارگذاری فشاری بیشترین مقدار تنش وارد بر نخاع در سطح مهره‌ی L_1 ایجاد شده و از نظر مقطعی نیز آسیب‌پذیرترین مقطع نخاع، مقطع خلفی[3] است. همچنین در بارگذاری ترکیبی سطح تنش ایجاد شده در مهره‌ها بسیار بیشتر از نخاع و دیسک‌ها است.

بویان و همکاران در سال ۲۰۱۲ [۳۳] در پژوهشی با هدف بررسی پاسخ مکانیکی نخاع در قسمت سینه‌ای، بخش $T_{12}-L_1$ را در نرم افزار انسیس[4] مدل‌سازی سه بعدی کرده، که این مدل‌سازی شامل ناحیه‌ی سفید، خاکستری، سخت شامه و نرم شامه است. خواص به کار رفته در این مدل‌سازی از سایر پژوهش‌ها استخراج شده‌است. مدل ساختاری بخش‌های سفید، خاکستری و نرم شامه ویسکوالاستیک و مدل ساختاری سخت شامه الاستیک خطی در نظر گرفته شده‌است. مدل مورد نظر تحت دو بارگذاری کشش محوری (در نرخ کرنش‌های ۰/۲۲۵، ۰/۱۲۰، ۰/۰۴۸) و لـه شـدگی قـرار گرفتـه‌اسـت و نتـایج بارگذاری کشش محوری با نتایج تست بیلستون و همکاران [۱۸] مقایسه و مشاهده می‌شود که نتایج در تمامی نرخ کرنش‌ها کاملاً بر هم منطبق هستند. همچنین نتایج مدل‌سازی در آسیب له شدگی با نتایج مدل‌سازی المان محدود گیریوز و همکاران[۲۹] و هانگ و همکاران[۳۰،۶] مقایسه شده‌است. باتوجه به این مقایسه مشاهده می‌شود نتایج مدل المان محدود اخیر نسبت به مدل المان محدود گیریوز و همکاران[۲۹] با نتایج آزمایش‌های تجربی هانگ و همکاران[۶] [۳۰] تطبیق بسیار بهتری دارد و لذا معتبرتر است.

در سال ۲۰۱۶ فرادت و همکاران [۳۴] با ایجاد مدل سه بعدی از نخاع دو هدف را دنبال کردند. هدف اول تاثیر وجود مایع مغزی نخاعی در پاسخ بیومکانیکی نخاع در برابر بارهای ضربه‌ای و هدف دوم بررسی اثر تغییر ضخامت فضای زیر عنکبوتیه بر پاسخ مکانیکی نخاع است. در این پژوهش چهار مدل‌سازی به این ترتیب انجام شده‌اند که مدل ۱ فقط شامل بخش سفید و خاکستری است. مدل ۲ شامل بخش‌های سفید، خاکستری، سخت شامه و نرم شامه است. مدل ۳ شامل بخش‌های سفید، خاکستری، سخت شامه، نرم شامه و مایع مغزی-نخاعی است. مدل ۴ هم از نظر بخش‌های تشکیل دهنده شبیه مدل ۳ بوده و تنها تفاوتش با مدل ۳ در ضخامت فضای زیر عنکبوتیه است. این چهار مدل‌سازی توسط سه ضربه زن با سه مقطع متفاوت تحت بار ضربه‌ای (آسیب له‌شدگی) قرار گرفته‌اند. این بارگذاری در سطح مهره‌ی L_1 و T_6 بر مدل اعمال شده و نتایج مورد تحلیل قرار گرفته‌است. در نهایت نتایج به دست آمده از این پژوهش به این ترتیب است که فشار وارد بر نخاع در ناحیه‌ی کمری نسبت به بخش سینه‌ای کم‌تر است و نشان داده‌شد در طول آسیب له‌شدگی ماکزیمم تنش فون میزز در ناحیه خاکستری حدودا ۰/۵ مگاپاسکال و در ناحیه سفید حدودا ۰/۳۷۵ مگاپاسکال است. هم‌چنین مشاهده شد مایع مغزی نخاعی در حفاظت از نخاع در برابر ضربات نقش به سزایی دارد و این‌که ضخامت فضای زیر عنکبوتیه آستانه‌ای دارد که اگر از آن مقدار کمتر شود محافظت مایع مغزی نخاعی از نخاع به خوبی انجام نمی‌شود. به منظور صحت سنجی نتایج، نتایج مدل‌سازی با نتایج آزمایش انجام شده توسط جونز و همکاران [۹] مقایسه شده‌است.

مارسین سیز و همکاران در سال ۲۰۱۶ [۳۵] با هدف دستیابی به مقادیر بحرانی تنش و کرنش در طناب نخاعی در آسیب‌های ضربه‌ای، مطالعه‌ای را براساس مدل المان محدود از طناب نخاعی ۲۸ مورد از بیماران انجام داده‌اند. در این مطالعه مدل سه‌بعدی طناب نخاعی شامل بخش‌های سخت‌شامه، نرم‌شامه و رباط‌های دندانه‌دار ایجاد و شرایط مرزی برای هر مورد به‌صورت جداگانه اعمال شده‌است. همچنین بارگذاری در تمامی موارد به صورت خمشی بر مدل اعمال شده‌است. طبق این پژوهش مشاهده‌می‌شود هیچ ارتباطی بین سن، جنسیت و سطح آسیب با مقادیر تنش و کرنش در طول طناب نخاعی وجود ندارد و مقدار بحرانی تنش و کرنش به ترتیب حدودا ۸/۱ کیلوپاسکال و ۰/۰۱۱۷ گزارش شده‌است.

1ANSYS 10.0, ANSYS,Inc, USA
2 Anterior part
3 Posterior
4 ANSYS 11.0, ANSYS Inc, USA

دان و همکاران در سال ۲۰۱۸ [۳۶] یک مدل المان محدود سه بعدی شامل بخش‌های سفید و خاکستری، نرم‌شامه و مایع مغزی نخاعی از بخش گردنی ستون مهره‌ها حد فاصل مهره ۲ تا مهره ۷ گردنی ایجاد کرده و این مطالعه را به منظور بررسی بیومکانیک نخاع در طول آسیب له‌شدگی انجام داده‌اند. سه ضربه‌زن به جرم ۷ گرم ولی با سطح مقطع‌های متفاوت و با سرعت‌های اولیه متفاوت نیز به منظور ایجاد آسیب له‌شدگی در مدل‌سازی ایجاد کرده‌اند. با بررسی نتایج این پژوهش مشاهده‌می‌شود با افزایش سرعت اولیه ضربه‌زن درصد کاهش سطح مقطع افزایش می‌یابد. همچنین ماکزیمم تنش فون میزز در طناب نخاعی برای حالاتی که سرعت اولیه ضربه زن ۱/۵، ۳/۵ و ۶ متر بر ثانیه است به ترتیب ۵ تا ۷ کیلوپاسکال، ۴۲ تا ۵۴ کیلوپاسکال و ۲۴۰ تا ۳۲۰ کیلوپاسکال و همچنین درصد کاهش سطح مقطع طناب نخاعی در این سه حالت نیز به ترتیب ۹/۳ تا ۱۲/۳ درصد، ۳۰ درصد و ۵۰ درصد است.

بیگلری و همکاران در سال ۲۰۱۹ [۳۷] با هدف تعیین تنش و چگونگی تغییر شکل مدل طناب نخاعی در طول آسیب له‌شدگی، یک مدل المان محدود سه بعدی از بخش سینه‌ای ستون فقرات و نخاع در این بخش ایجاد کرده و تحت آسیب ضربه‌ای در سه زاویه صفر، ۳۰ و ۴۵ درجه قرار داده‌اند. مشاهده‌می‌شود بیشترین مقدار تنش فون میزز در حالتی ایجاد شده‌است که زاویه ضربه‌زن صفر بوده و مقدار این ماکزیمم تنش حدودا ۰/۱۳ مگاپاسکال بوده‌است. همچنین بیشترین مقدار کرنش نیز در همین زاویه ایجاد و بیشترین مقدار تغییر شکل در این حالت حدودا ۱/۴۲ میلی‌متر بوده‌است.

- **مدل‌سازی های حیوانی**

به منظور بررسی رفتار بافت نخاعی مدل‌سازی‌هایی از بافت نخاعی و ستون فقرات حیوانات انجام شده‌است. از جمله پژوهش راسل در سال ۲۰۱۲ [۳۸]، در این پژوهش یک مدل سه‌بعدی از بخش گردنی ستون فقرات موش با استفاده از تصاویر ام‌آرآی ایجاد شده و این مدل تحت سه آسیب له‌شدگی(در دو سرعت متفاوت)، دررفتگی و انحرافی قرارگرفته‌است. به منظور صحت سنجی، نتایج مدل‌سازی در آسیب له‌شدگی با نتایج پژوهش مایکوس و همکاران [۳۹] و نتایج مدل‌سازی در آسیب انحرافی و دررفتگی با نتایج پژوهش ته‌کو و همکاران [۱۳] مقایسه شده‌است که در دو آسیب دررفتگی و له‌شدگی نتایج تطبیق نسبتاً خوبی با هم داشته ولی در آسیب انحرافی بین نتایج مدل‌سازی و نتایج تجربی اختلافاتی مشاهده می‌شود و نتایج زیاد معتبر نیست.

در پژوهش هانتر در سال ۲۰۱۶ [۴۰] یک مدل سه بعدی از مغز، ستون‌فقرات و نخاع گردنی موش ایجاد و این مدل تحت بارگذاری دررفتگی قرار گرفته و نتایج مدل‌سازی با نتایج تست ته‌کو و همکاران [۱۳] مقایسه شده‌است. در این پژوهش مشاهده‌می‌شود ماکزیمم کرنش در مقطع بافت نخاعی حد فاصل مهره‌های ۴ و ۵ گردنی ایجاد و این کرنش حدودا ۰/۴ است.

اسپاری و همکاران در سال ۲۰۱۶ [۴۱] مدل نخاعی از نوعی پستاندار غیر انسانی را تهیه تحت بارگذاری له‌شدگی قرارداده‌اند. آن‌ها به بررسی تاثیر میزان جابه‌جایی، راستا و زاویه ضربه‌زن پرداختند. در این پژوهش مشاهده می‌شود زاویه و راستای ضربه‌زن در میزان و شدت آسیب نخاعی به شدت تاثیر گذار است.

نتیجه‌گیری

مرور پژوهش‌های انجام شده در زمینه رفتار مکانیکی طناب نخاعی در برابر آسیب‌های ضربه‌ای می‌تواند به‌طور غیرمستقیم در ارائه راهکارهایی بر درمان بیمارانی که با ضایعات نخاعی دست و پنجه نرم می‌کنند تاثیرگذار باشد. مطالعات انجام شده در این زمینه عمدتاً به صورت مدل‌سازی‌های المان محدود انجام و رفتار آنها در بارگذاری‌های مختلف بررسی شده است. با مرور پژوهش‌های انجام شده مشاهده شد، تفاوت مدل‌سازی ها عمدتاً در بخش‌های مدل‌سازی شده و خواصی است که برای بخش‌های مختلف در نظر گرفته شده‌است. در هریک از مدل‌سازی‌ها بخشی از ساختمان و بخش‌های تشکیل دهنده طناب نخاعی در مدل لحاظ شده‌است. طبیعتاً هرچه مدل‌سازی با جزئیات بیشتر ارائه شود نتایج دقیق‌تری به‌دست خواهد آمد. همچنین مشاهده می‌شود رفتار طناب نخاعی به ماده ویسکو الاستیک نزدیک‌تر است لذا مدل‌سازی‌هایی که خواص مکانیکی طناب نخاعی را به صورت ویسکوالاستیک در نظر گرفته‌اند رفتار طناب نخاعی را بهتر پیش‌بینی کرده‌اند. در مطالعات آینده با دقیق‌تر کردن مدل‌سازی‌ها و لحاظ نمودن جزییات بیشتری از ساختمان طناب نخاعی می‌توان رفتار طناب نخاعی را بهتر پیش‌بینی کرد و همچنین با تغییر خواص بافت نخاعی تاثیر آن را بر چگونگی توزیع تنش و کرنش ملاحظه کرد.

منابع

1.McKinley WO, Seel RT, Gadi RK, Tewksbury MA. Nontraumatic vs. traumatic spinal cord injury: a rehabilitation outcome comparison. Am J Phys Med Rehabil. 2001;80:693-9; quiz 700, 1.
2.LeVeau BF. Biomechanics of human motion: basics and beyond for the health professions. Thorofare, NJ, SLACK Incorporated, 2011.
3.Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur Spine J. 1994;3:184-201.
4.Allen AR. Surgery of experimental lesion of spinal cord equivalent to crush injury of fracture dislocation of spinal column: A preliminary report. JAMA. 1911;LVII:878-80.
5.Hung TK, Chang GL, Lin HS, Walter FR, Bunegin L. Stress-strain relationship of the spinal cord of anesthetized cats. J Biomech. 1981;14:269-76.
6.Hung TK, Lin HS, Bunegin L, Albin MS. Mechanical and neurological response of cat spinal cord under static loading. Surg Neurol. 1982;17:213-7.

7.Hung TK, Chang GL. Biomechanical and neurological response of the spinal cord of a puppy to uniaxial tension. J Biomech Eng. 1981;103:43-7.
8.Maiman DJ, Coats J, Myklebust JB. Cord/spine motion in experimental spinal cord injury. J Spinal Disord. 1989;2:14-9.
9.Jones CF, Kroeker SG, Cripton PA, Hall RM. The effect of cerebrospinal fluid on the biomechanics of spinal cord: an ex vivo bovine model using bovine and physical surrogate spinal cord. Spine (Phila Pa 1976). 2008;33:E580-8.
10.Ozawa H, Matsumoto T, Ohashi T, Sato M, Kokubun S. Mechanical properties and function of the spinal pia mater. J Neurosurg Spine. 2004;1:122-7.
11.Fiford RJ, Bilston LE, Waite P, Lu J. A vertebral dislocation model of spinal cord injury in rats. J Neurotrauma. 2004;21:451-8.
12.Fiford RJ, Bilston LE. The mechanical properties of rat spinal cord in vitro. J Biomech. 2005;38:1509-15.
13.Choo AM, Liu J, Liu Z, Dvorak M, Tetzlaff W, Oxland TR. Modeling spinal cord contusion, dislocation, and distraction: characterization of vertebral clamps, injury severities, and node of Ranvier deformations. J Neurosci Methods. 2009;181:6-17.
14.Clarke EC, Cheng S, Bilston LE. The mechanical properties of neonatal rat spinal cord in vitro, and comparisons with adult. J Biomech. 2009;42:1397-402.
15.Oakland RJ, Hall RM, Wilcox RK, Barton DC. The biomechanical response of spinal cord tissue to uniaxial loading. Proc Inst Mech Eng H. 2006;220:489-92.
16.Polak K, Czyz M, Scigala K, Jarmundowicz W, Bedzinski R. Biomechanical characteristics of the porcine denticulate ligament in different vertebral levels of the cervical spine-preliminary results of an experimental study. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;34:165-70.
17.Ichihara K, Taguchi T, Shimada Y, Sakuramoto I, Kawano S, Kawai S. Gray matter of the bovine cervical spinal cord is mechanically more rigid and fragile than the white matter. J Neurotrauma. 2001;18:361-7.
18.Bilston LE, Thibault LE. The mechanical properties of the human cervical spinal cord in vitro. Ann Biomed Eng. 1996;24:67-74.
19.Yuan Q, Dougherty L, Margulies SS. In vivo human cervical spinal cord deformation and displacement in flexion. Spine (Phila Pa 1976). 1998;23:1677-83.
20.Ko HY, Park JH, Shin YB, Baek SY. Gross quantitative measurements of spinal cord segments in human. Spinal Cord. 2004;42:35-40.
21.Karimi A, Shojaei A, Tehrani P. Mechanical properties of the human spinal cord under the compressive loading. J Chem Neuroanat. 2017;86:15-8.
22.Bilston LE. Finite element analysis of some cervical spinal cord injury modes. Proceedings of the 1998 International Ircobi Conference on the Biomechanics of Impact; 1998; Goeteborg , Sweden: p. 365-76.
23.Galford JE, McElhaney JH. A viscoelastic study of scalp, brain, and dura. J Biomech. 1970;3:211-21.
24.Bilston LE, Thibault LE. Biomechanics of cervical spinal cord injury in flexion and extension: A physical model to estimate spinal cord deformations. International Journal of Crashworthiness. 1997;2:207-18.
25.Scifert J, Totoribe K, Goel V, Huntzinger J. Spinal cord mechanics during flexion and extension of the cervical spine: a finite element study. Pain Physician. 2002;5:394-400.
26.McDonald JW, Sadowsky C. Spinal-cord injury. Lancet. 2002;359:417-25.
27.Van Noort R, Black MM, Martin TR, Meanley S. A study of the uniaxial mechanical properties of human dura mater preserved in glycerol. Biomaterials. 1981;2:41-5.
28.Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, Andersson GB. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. J Biomech. 1988;21:769-79.
29.Greaves CY, Gadala MS, Oxland TR. A three-dimensional finite element model of the cervical spine with spinal cord: an investigation of three injury mechanisms. Ann Biomed Eng. 2008;36:396-405.
30.Hung TK, Lin HS, Albin MS, Bunegin L, Jannetta PJ. The standardization of experimental impact injury to the spinal cord. Surg Neurol. 1979;11:470-7.
31.Czyz M, Scigala K, Jarmundowicz W, Beidzinski R. The biomechanical analysis of the traumatic cervical spinal cord injury using finite element approach. Acta Bioeng Biomech. 2008;10:43-54.
32.Ben-Hatira F, Saidane K, Mrabet A. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. J Biomed Sci Eng. 2012;5(3):146-52.
33.Yan YB, Qi W, Wu ZX, Qiu TX, Teo EC, Lei W. Finite element study of the mechanical response in spinal cord during the thoracolumbar burst fracture. PLoS One. 2012;7:e41397.
34.Fradet L, Arnoux P-J, Callot V, Petit Y. Geometrical variations in white and gray matter affect the biomechanics of spinal cord injuries more than the arachnoid space. Advances in Mechanical Engineering. 2016;8:1687814016664703.
35.Czyz M, Tykocki T, Miękisiak G, Ścigała K, Bedzinski R, Jarmundowicz W. Critical values of mechanical stress and strain during traumatic cervical spinal cord injury: Clinical study with the use of Finite Element Modelling. J Biomed Graph Comput. 2016;6(2):22-30.
36.Duan S, Zhu ZQ, Wang KF, Liu CJ, Xu S, Xia WW, et al. Biomechanical behaviors of cervical spinal cord injury related to various bone fragment impact velocities: a finite element study. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2018;98:837-41. (Article in Chinese)
37.Biglari H, Razaghi R, Ebrahimi S, Karimi A. A computational dynamic finite element simulation of the thoracic vertebrae under blunt loading: spinal cord injury. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering. 2019;41:84.
38.Russell CM. A nonlinear finite element model of the rat cervical spine: validation and correlation with histological measures of spinal cord injury [dissertation]. Vancouver, BC Canada: University of British Columbia; 2012.
39.Maikos JT, Qian Z, Metaxas D, Shreiber DI. Finite element analysis of spinal cord injury in the rat. J Neurotrauma. 2008;25:795-816.
40.Hunter B. Spinal cord modelling for understanding and prevention of injury [dissertation]. Perth, Australia: University of Western Australia; 2016.
41.Sparrey CJ, Salegio EA, Camisa W, Tam H, Beattie MS, Bresnahan JC. Mechanical Design and Analysis of a Unilateral Cervical Spinal Cord Contusion Injury Model in Non-Human Primates. J Neurotrauma. 2016;33:1136-49.