

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی

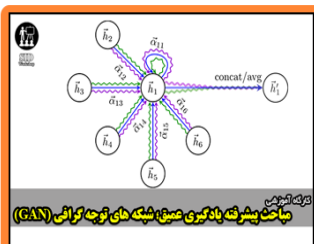


عضویت در خبرنامه



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛
شبکه های توجه گرافی
(Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین آموزش استفاده از
وب آو ساینس



کارگاه آنلاین مقاله روزمره انگلیسی

بررسی نوسازی مکانیکی در فایبرهای کلاژن دیسک بین مهره‌ای

سید حامد حسینی نسب^۱، فرزاد فرهمند^۲

گروه مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بیرجند

بیرجند، انتهای خیابان غفاری

Email: hamed_hn@yahoo.com

چکیده

در این مطالعه نوسازی فایبرهای کلاژن در بافت نرم دیسک بین مهره‌ای، تحت اثر محرکهای مکانیکی مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور یک مدل المان محدود غیرخطی از دیسک تهیه شده است. کلیه ساختارهای دیسک شامل حلقه فیبری و هسته، همچنین قسمتی از بافتهای مجاور آن مدلسازی شده‌اند. در ابتدا، استحکام مکانیکی فایبرهای کلاژن در لایه‌های مختلف حلقه، یکسان فرض شده است. سپس با اعمال بارگذاری فیزیولوژیک، توزیع انرژی کرنشی در فایبرهای حلقه محاسبه شده است. طبق اصول نوسازی مکانیکی، فایبرهایی که انرژی کرنشی بیشتری را تحمل کنند از استحکام بیشتری برخوردار خواهند بود. نتایج این مطالعه نشان می‌دهند که نحوه توزیع استحکام فایبرهای کلاژن در ساختار طبیعی دیسک بر عملکرد مکانیکی آن منطبق است.

واژه‌های کلیدی: نوسازی مکانیکی - فایبرهای کلاژن - دیسک بین مهره‌ای - روش المان محدود

مقدمه

تغییر دانسیته و شکل هندسی استخوان، در اثر محرکهای مکانیکی صورت می‌گیرد [۵]. محققان مختلف از تنش، کرنش و دانسیته انرژی کرنشی، به‌عنوان محرکهای مکانیکی نوسازی استخوان نام برده‌اند [۶].

تا سال ۱۹۹۹ کاربرد تئوری نوسازی تنها در پیش‌بینی ساختار هندسی و تراکم استخوان‌های تحت بار، مورد توجه محققان بوده است. در این سال Humphrey [۷] با استفاده از تئوری نوسازی، اثر نوسازی فایبرهای کلاژن را بر خصوصیات مکانیکی بافتهای نرم مورد مطالعه قرار داد.

اولین بار در سال ۱۸۷۰ ژولیوس ولف بیان کرد که ساختار استخوان با عملکرد فیزیکی آنها در بدن انطباق دارد [۱]. از آن زمان تاکنون مطالعات تجربی و تحلیلی بسیاری به‌منظور بررسی صحت قانون ولف صورت گرفته است [۲-۴]. نتایج این مطالعات نشان دادند که شکل هندسی و توزیع دانسیته در استخوانهای بدن از بارهای مکانیکی وارد بر آنها حین فعالیتهای روزمره، تبعیت می‌کند. Roux در سال ۱۸۸۱ تئوری نوسازی را ارائه نمود که بر مبنای آن

^۱ - کارشناس ارشد بیومکانیک، مربی

^۲ - دکتری بیومکانیک، دانشیار

هر یک از اجزای مدل هندسی با توجه به شکل، خصوصیات مواد و رفتار مکانیکی، با استفاده از المانهای موجود در نرم افزار ANSYS مدل سازی شده اند (شکل ۱). در ادامه نحوه مدل سازی هر یک از اجزای مدل، توصیف شده است:

حلقه فیبری: تا کنون از روشهای مختلفی برای مدل سازی رفتار مکانیکی حلقه فیبری استفاده شده است. تا سال ۱۹۸۴ اغلب محققان خصوصیات این ناحیه را بصورت اورتوتروپیک در نظر می گرفتند [۱۱ و ۱۲]. از آنجا که این روش با طبیعت حلقه سازگاری ندارد، قادر به پیش بینی صحیح رفتار حلقه نبوده است. برای رفع این مشکل Shirazi-Adl در سال ۱۹۸۴، حلقه دیسک را به صورت یک ماده مرکب، متشکل از ماده زمینه و فایبرهای کلاژن فرو رفته در آن شبیه سازی کرده است [۱۳] که این شیوه توسط محققان بعدی دنبال شده است [۱۴]. در این مطالعه نیز از روش مشابهی استفاده شده است. ماده زمینه با استفاده از المانهای آجری هشت گره ای (Solid 45) و خصوصیت مواد الاستیک ایزوتروپیک (مدول الاستیک $4/2$ مگاپاسکال و ضریب پواسون $0/45$) مدل سازی شده است [۱۳]. فایبرهای کلاژن حلقه با استفاده از المانهای کابل (Link 10) که به صورت ضربدری، المانهای آجری حلقه را مهار می کنند در نظر گرفته شده اند. ابعاد المانهای آجری حلقه در مدل به گونه ای انتخاب شده است که زاویه 30° درجه برای قرارگیری فایبرها، نسبت به راستای محیطی دیسک ایجاد شود [۶]. المانهای کابل در راستای شعاعی در چهار لایه متوالی آرایش یافته اند. بدین ترتیب هر المان آجری توسط ۴ المان کابل که دو به دو بصورت ضربدری قرار گرفته اند تقویت می شود.

هسته دیسک: محققان مختلف برای شبیه سازی رفتار هسته دیسک از روشهای متفاوتی استفاده کرده اند. مدل سازی هسته به صورت الاستیک ایزوتروپیک [۱۵]، سیال غیر قابل تراکم [۱۳ و ۱۶] و لاستیک غیر قابل تراکم [۶] بدین منظور بکار گرفته شده اند. از این میان، استفاده از خصوصیات سیال غیر قابل تراکم، توسط محققان بیشتری دنبال شده است. با توجه به این که نرم افزار ANSYS هنگام فعال بودن گزینه تغییر مکانهای بزرگ، امکان استفاده از المانهای سیال در کنار المانهای جامد را به کاربر نمی دهد در این مطالعه از المانهای هایپر الاستیک

پس از آن، Boerboom و همکارانش [۸] همچنین Driessen و همکارانش [۹]، نوسازی مکانیکی فایبرهای کلاژن و تاثیر آن بر خصوصیات دریچه آئورتیک قلب را مورد بررسی قرار داده اند. با توجه به نکات فوق، می توان گفت که مدل سازی فرآیند نوسازی مکانیکی فایبرهای کلاژن در بافتهای نرم، زمینه بسیار جدیدی در مطالعات بیومکانیک و مهندسی بافت است.

حلقه دیسک بین مهره های نیز یک بافت نرم است که از ماده زمینه و فایبرهای کلاژن فرو رفته در آن تشکیل شده است. محققان با بررسی ساختار طبیعی دیسک دریافته اند که استحکام فایبرهای کلاژن در لایه های مختلف حلقه یکسان نیست [۱۰]. هدف این مطالعه پیش بینی استحکام فایبرهای کلاژن حلقه بر مبنای تئوری نوسازی مکانیکی و مقایسه آن با استحکام فایبرها در ساختار طبیعی حلقه است. بدین منظور یک مدل المان محدود غیرخطی از دیسک بین مهره ای تهیه شده است و با انتخاب بارگذاری فیزیولوژیک و محرک مناسب، نوسازی مکانیکی فایبرهای کلاژن مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه، چگونگی مدل سازی هندسی، مدل سازی المان محدود، مدل سازی فرآیند نوسازی و نتایج بدست آمده تشریح شده است.

مدلسازی هندسی

برای ایجاد مدل هندسی، از تصاویر سی تی اسکن مربوط به دیسک بین مهره ای L3-L4 یک مرد ۴۴ ساله سالم استفاده شده است [۶]. به منظور شبیه سازی نحوه انتقال بار از مهره به دیسک، صفحات غضروفی انتهایی (به ضخامت $0/5$ میلی متر) و قسمتی از مهره های مجاور (به ضخامت $1/5$ میلی متر) نیز مدل سازی شده اند. ضخامت دیسک با توجه به تصاویر سی تی اسکن برابر 12 میلی متر انتخاب شده است. شعاعهای قدامی و خلفی دیسک به ترتیب $25/6$ و $37/6$ میلی متر می باشند. سطح مقطع کل دیسک 1600 و مساحت هسته دیسک 700 میلی متر مربع است. همچنین حجم حلقه برابر 10800 میلی متر مکعب محاسبه شده است.

مدلسازی المان محدود

سطح مقطع (میلی متر مربع)	مدول الاستیک (مگاپاسکال)	
۶۳/۷	۷/۸ برای کرنش کمتر از ۰/۱۲	طولی
	۲۰ برای کرنش بیش از ۰/۱۲	قدامی
۲۰/۰	۱۰ برای کرنش کمتر از ۰/۱	طولی
	۲۰ برای کرنش بیش از ۰/۱	خلفی

بارگذاری و شرایط مرزی

بارهایی در فرآیند نوسازی بافتهای زیستی موثرند که حین فعالیت‌های روزمره انسان به دفعات تکرار شوند [۱۸]. از آنجا که راه رفتن یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های روزمره انسان است [۱۹] می‌توان بارهای وارده بر دیسک حین راه رفتن را برای مدل‌سازی فرآیند نوسازی در نظر گرفت. بر طبق مطالعات Cappozzo [۲۰] عمده‌ترین مولفه بار وارده بر ستون مهره حین راه رفتن، مولفه محوری است که تقریباً برابر وزن کل بدن می‌باشد و سایر مولفه‌ها نسبتاً کوچک هستند. همچنین مطالعات Shirazi-Adl [۱۳] نشان می‌دهد که قسمت اعظم بار محوری اعمالی به ستون مهره از طریق دیسک انتقال می‌یابد.

با توجه به نکات فوق بار محوری ۱۰۰۰ نیوتن در مدل‌سازی فرآیند نوسازی به کار گرفته شده است. در مدل المان محدود، سطوح فوقانی بوسیله المانهای پوسته (Shell63) با ضخامت ۵ میلی‌متر، مدول الاستیک ۲۰ گیگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۳ پوشانده شده‌اند [۶]. بدین ترتیب با اعمال بار به المانهای پوسته سهم مناسبی به هر کدام از بخشهای استخوان اختصاص می‌یابد.

با در نظر گرفتن نحوه قرارگیری دیسک در ستون مهره، شرایط مرزی اعمالی به گونه‌ای انتخاب شده است که گره‌های سطوح تحتانی مدل المان محدود، نسبت به حرکت در همه جهات مقید باشند.

مدلسازی فرآیند نوسازی

اولین گام در مدل‌سازی فرآیند نوسازی، انتخاب محرک مکانیکی مناسب است. تا کنون بدین منظور از محرکهای مختلفی استفاده شده است که تنش، کرنش و دانسیته انرژی کرنشی از آن جمله‌اند [۶]. در این میان استفاده از انرژی کرنشی، بدلیل ماهیت اسکالری آن مورد توجه

(Hyper 58) با خصوصیت مواد مونی‌ریولین برای شبیه‌سازی هسته استفاده شده است. ثوابت مونی‌ریولین برای این المانها به ترتیب $C_1 = 0.12MPa$ و $C_2 = 0.03MPa$ می‌باشند. این ثوابت یک لاستیک غیر قابل تراکم با مدول الاستیک ۱ مگاپاسکال [۶] را شبیه سازی می‌کنند. از آنجا که هسته دیسک یک ماده ژلاتینی است این روش بهتر می‌تواند رفتار هسته دیسک را شبیه‌سازی کند.

صفحات انتهایی: این صفحه‌ها حدفاصل بین جسم مهره‌ای و دیسک هستند و خواص آنها مشابه یک لایه غضروفی سخت می‌باشد. در این مطالعه همانند بسیاری از مطالعات پیشین، صفحات انتهایی بصورت اجسام الاستیک ایزوتروپیک با مدول الاستیک ۵۰۰ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۴ توسط المانهای آجری هشت گرهی با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر مدل‌سازی شده‌اند [۱۴ و ۱۵].

نواحی استخوانی: به منظور شبیه‌سازی نحوه انتقال بار از جسم مهره‌ای به دیسک، قسمتی از اجسام مهره‌ای هر یک با ضخامت ۱/۵ میلی‌متر شامل استخوان اسفنجی و متراکم مدل‌سازی شده‌اند. ضخامت پوسته متراکم استخوان ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شده است [۱۳]. برای هر دو قسمت از المانهای آجری (Solid 45) و خصوصیت مواد الاستیک ایزوتروپیک استفاده شده است. به استخوان اسفنجی مدول الاستیک ۱۰۰ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۲ و به استخوان متراکم مدول الاستیک ۱۲۰۰۰ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۳ نسبت داده شده است [۱۳ و ۱۷].

لیگامنتهای طولی قدیمی و خلفی: از آنجا که این لیگامنتها در نواحی قدیمی و خلفی با دیسک در تماس هستند نقش بسزایی در رفتار بار-تغییر مکان دیسک ایفا می‌کنند. منحنی تنش-کرنش لیگامنتها غیر خطی است و در اثر افزایش بار اعمالی، شیب آن افزایش می‌یابد. مقادیر سطح مقطع و مدول الاستیک لیگامنتها با استفاده از داده‌های مرجع [۶] تعیین شده است. جدول ۱ برخی از مشخصات لیگامنتهای طولی قدیمی و خلفی را نمایش می‌دهد.

جدول ۱- مشخصات لیگامنتهای قدیمی و خلفی

مکعب) در لایه‌های مختلف حلقه، سطح مقطع متوسط ۰/۲۳۱ میلی‌متر مربع برای همه فایبرهای مدل منظور شده است.

از آنجا که در مدل المان محدود خصوصیات غیرخطی از قبیل سفت‌شوندگی تنشی (Stress Stiffening)، تغییر شکل‌های بزرگ، المانها و خواص غیرخطی مواد دخالت داده شده‌اند برای حل مدل، بار محوری اعمالی طی ۵ مرحله از صفر به ۱۰۰۰ نیوتن افزایش یافته است. در هر مرحله جواب مسأله با توجه به معیار همگرایی تعریف شده بوسیله یک روش تکراری بدست آمده است. فرض شده است هنگامیکه اختلاف جابجایی یک مرحله نسبت به مرحله قبل کمتر از ۰/۰۰۱ میلی‌متر باشد حل مسأله همگرا شود.

نتایج

پس از حل مدل، دانسیته انرژی کرنشی برای فایبرها، در لایه‌های مختلف حلقه محاسبه شده است. دانسیته انرژی کرنشی متوسط فایبرهای کلاژن دیسک، تحت بار محوری ۱۰۰۰ نیوتن در جدول ۲ آمده است.

جدول ۲- دانسیته انرژی کرنشی متوسط فایبرها در لایه‌های مختلف حلقه دیسک بین‌مهره‌ای

شعاع متوسط سانتی‌متر	دانسیته انرژی کرنشی ژول بر متر مکعب	لایه
۱/۵	۳۵۵	لایه ۱
۱/۸	۴۰۱	لایه ۲
۱/۲	۷۵۳	لایه ۳
۲/۴	۲۰۹۸	لایه ۴

در جدول فوق لایه ۱ داخلی‌ترین و لایه ۴ خارجی‌ترین لایه فایبرهاست. ملاحظه می‌شود که با دور شدن از مرکز دیسک، انرژی کرنشی فایبرها افزایش می‌یابد. دانسیته انرژی کرنشی برای فایبرهای لایه خارجی نسبت به سایر لایه‌ها بسیار بزرگتر است. این امر به نحوه مدلسازی مربوط می‌شود زیرا در مدل المان محدود بر خلاف دیسک طبیعی، فایبرهای لایه خارجی در بین ماده زمینه فرو نرفته‌اند.

محققان بیشتری قرار داشته است. در این مطالعه نیز انرژی کرنشی به‌عنوان محرک نوسازی انتخاب شده است.

تا کنون دو روش مختلف برای شبیه‌سازی فرآیند نوسازی داخلی مورد استفاده قرار گرفته است. در روش اول [۲۱] ابتدا استحکام کل بافت بصورت یکنواخت فرض می‌شود و سپس با اعمال بار و حل مدل المان محدود، شدت محرک نوسازی در نقاط مختلف بافت محاسبه می‌شود. پس از آن استحکام بافت در نقاطی که شدت محرک زیاد است افزایش داده می‌شود و برعکس، استحکام نقاطی که شدت محرک در آنها کم است کاهش داده می‌شود. سپس ماتریس سختی جدید بافت محاسبه و مجدداً مدل المان محدود حل می‌شود. این کار تا زمانی که تغییرات استحکام هر نقطه از بافت نسبت به مراحل قبل بسیار ناچیز شود ادامه می‌یابد. در نهایت ساختار حاصله با ساختار طبیعی بافت مقایسه می‌شود.

در روش دوم [۶] نیز ابتدا استحکام کل بافت مورد نظر یکنواخت فرض می‌شود. سپس با اعمال بار نوسازی و حل مدل المان محدود، شدت محرک نوسازی در نقاط مختلف بافت محاسبه می‌شود. در این مرحله با توجه به شدت محرک در هر قسمت از بافت، استحکام آن قسمت پیش‌بینی و با ساختار طبیعی بافت مقایسه می‌شود.

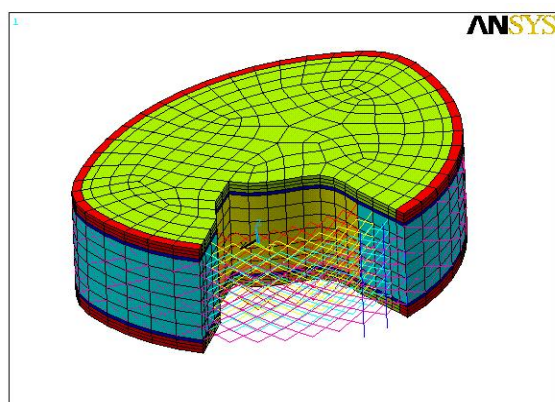
با توجه به پیچیدگی مدل‌های غیرخطی استفاده از روش اول، زمان شبیه‌سازی را تا حد بسیار زیادی افزایش خواهد داد به طوری که انجام شبیه‌سازی با کامپیوترهای خانگی غیر ممکن خواهد بود. با توجه به این مهم، در این مطالعه از روش دوم برای شبیه‌سازی فرآیند نوسازی استفاده شده است.

بر طبق اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی مدول الاستیک فایبرهای حلقه از ۳۶۰ مگاپاسکال برای لایه‌های داخلی تا ۵۵۰ مگاپاسکال برای لایه‌های خارجی متغیر است [۱۰]. همچنین محتوی کلاژن حلقه در حدود ۱۶ درصد از حجم کل حلقه گزارش شده است که سهم لایه‌های بیرونی بیشتر از سهم لایه‌های درونی است [۲۲].

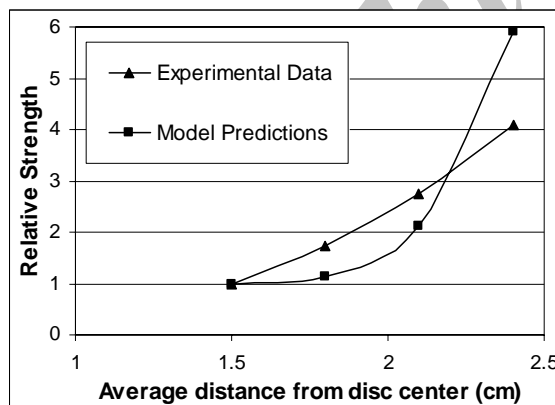
برای شبیه‌سازی فرآیند نوسازی، در ابتدا مدول الاستیک متوسط ۴۵۰ مگاپاسکال [۱۰]، برای تمامی فایبرهای مدل المان محدود در نظر گرفته شده است. همچنین با فرض توزیع یکنواخت محتوی کلاژن کل (۱۷۲۸ میلی‌متر

محدود غیرخطی بسیار دقیق برای دیسک بین مهره‌ای استفاده شد. همچنین فرآیند نوسازی با استفاده از محرک دانسیته انرژی کرنشی شبیه‌سازی گردید. بر طبق نتایج این مطالعه، توزیع استحکام در فایبرهای کلاژن دیسک بین‌مهره‌ای به‌گونه‌ایست که با عملکرد مکانیکی دیسک در بدن هماهنگی دارد.

منحنی‌ها و اشکال



شکل ۱- نمای برش خورده مدل المان محدود دیسک



شکل ۲- تغییرات استحکام فایبرها بر حسب فاصله آنها تا مرکز دیسک بر مبنای پیش‌بینی مدل و داده‌های تجربی.

با توجه به نتایج فوق و بر اساس تئوری نوسازی مکانیکی، پیش‌بینی می‌شود که استحکام مکانیکی فایبرها با دور شدن از مرکز دیسک، افزایش یابد.

Brickley-Parsons و Glimcher [۱۰] با بررسی سطح مقطع و مدول الاستیک فایبرها در نقاط مختلف حلقه دریافتند که سطح مقطع فایبرها با مجذور فاصله فایبر از مرکز دیسک در ارتباط است. همچنین بر طبق مشاهدات آنها، مدول الاستیک فایبرها با فاصله فایبر از مرکز دیسک رابطه خطی دارد. از طرفی استحکام فایبر با سطح مقطع و مدول الاستیک آن ارتباط مستقیم دارد. لذا می‌توان گفت بر طبق مشاهدات Brickley-Parsons و Glimcher [۱۰] استحکام فایبرها با توان سوم فاصله آنها از مرکز دیسک متناسب است.

برای بررسی صحت پیش‌بینی‌های مدل، باید آنها را با نتایج تجربی Brickley-Parsons و Glimcher [۱۰] مقایسه نماییم. برای امکانپذیر شدن این مقایسه، نتایج باید بی‌بعد شوند. بدین منظور نتایج هر لایه بر نتایج لایه اول تقسیم شده‌اند. این کار، هم برای نتایج تجربی و هم برای پیش‌بینی‌های مدل انجام شده است. شکل ۲ نمودار تغییرات استحکام فایبرها را بر حسب فاصله متوسط هر لایه تا مرکز دیسک بر طبق نتایج تجربی و پیش‌بینی‌های مدل نمایش می‌دهد.

ملاحظه می‌شود که مدل بخوبی توانسته است افزایش استحکام فایبرها در اثر افزایش فاصله لایه از مرکز دیسک را پیش‌بینی نماید. اختلاف عمده دو نمودار به وضعیت استحکام فایبرهای لایه خارجی مربوط می‌شود. همانطور که قبلاً بیان شد این اختلاف از نحوه مدلسازی ناشی می‌شود. در مدل المان محدود، تمرکز کلیه فایبرهای لایه چهارم روی سطح خارجی دیسک و عدم فرورفتگی آنها در ماده زمینه سبب شده است که این فایبرها کرنشی بیشتر از حد واقعی را تحمل کنند و در نتیجه انرژی بیشتری را در خود ذخیره نمایند.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه با استفاده از تئوری نوین نوسازی فایبرهای کلاژن در بافت‌های نرم، ساختار حلقه دیسک بین‌مهره‌ای مورد مطالعه قرار گرفت. بدین منظور از یک مدل المان

- Wolff law?", Spine, Vol.9, pp 148-163,1984.
- 11- Belytschko T.B., Kulak R.F., Schultz A.B., Galante J.O., "Finite Element Stress Analysis of an Intervertebral Disc", J. Biomech., Vol.7, pp 277-285, 1974.
- 12- Yang K.H., Khalil T., Tzeng C.R., King A.I., "Finite Element Model of a Functional Spinal Unit", ASME Biomechanics Symposium, pp 137-140, 1983.
- 13- Shirazi-Adl A., Shrivastava S.C., Ahmed A.M., "Stress Analysis of the Lumbar Disc-Body Unit in Compression", Spine, Vol. 9, pp 120-134, 1984.
- 14- Farahmand F., Hosseini Nasab H., Karegarnovin M.H., "A 3-D Nonlinear Finite Element Study on the L3-L5 Lumbar Unit Subjected to Physiological Loads", Proceedings of ESDA (6th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis), Turkey, 2002.
- 15- Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.A., "Finite Element Model of the Human Lower Cervical Spine", Journal of Biomech. Eng., Vol. 119, pp 87-92, 1997.
- 16- Zander T., Rohlmann A., Calisse J., Bergmann G., "Estimation of Muscle Forces in the Lumbar Spine during Upper-Body Inclination", Clinical Biomechanics, Vol. 16, pp S73-S80, 2001.
- 17- Goel V., Kim Y., Lim T., Weinstein J., "An Analytical Investigation of Spinal Instrumentation", Spine, Vol.13, pp 1003-1010, 1988.
- 18- Frost H.M., "Proposed general concepts of skeletal adaptation to mechanical usage", Calcify Tissue Int. Vol.42, pp 145-156, 1987.
- 19- Goel V.K., Weinstein J.N., "Biomechanics of the Spine", CRC Press, 1990.
- مراجع
- 1- Wolff J., "Das Gesetz der Transformation der Knochen", Springer Verlag, Berlin, 1986.
- 2- Roesler H., "The history of some fundamental concepts in bone biomechanics", J. Biomech., Vol. 20, pp 1025-1034, 1987.
- 3- Oxnard C.E., "The association between cancellous bone architecture and loading in bone", Physiologist, Vol. 25, pp S37-S40, 1982.
- 4- Carter, D.R., Orr T.E., Fyhrie D.P., "Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture", J. Biomech., Vol. 22, pp 231-244, 1989.
- 5- Roux W., "Die zuchtende Kampf der Teile, oder die Teilauslese im Organismus", Wilhelm Engelmann, Leipzig, 1881.
- 6- Smit T.H., "The Mechanical Significance of the Trabecular Bone Architecture in a Human Vertebra", Shaker Verlag, 1996.
- 7- Humphrey J.D., "Remodeling of a collagenous tissue at fixed lengths", Journal of Biomech. Eng., Vol.121, pp 591-597, 1999.
- 8- Boerboom R.A., Driessen N.J.B., Bouten C.V.C., Huyghe J.M., Baaijens F.P.T., "A finite element method of mechanically induced collagen fiber synthesis and degradation in the aortic valve", Annals of Biomedical Engineering, submitted for publication.
- 9- Driessen N.J.B., Boerboom R.A., Huyghe J.M., Bouten C.V.C., Baaijens F.P.T., "Computational analyses of mechanically induced collagen fiber remodeling in the aortic heart valve", Journal of Biomech. Eng., accepted for publication.
- 10- Brickley-Parsons D., Glimcher M.J., "Is the chemistry of collagen in intervertebral discs an expression of

- 20- Cappozzo A., "The forces and couples in the human trunk during level walking, J. Biomech., Vol. 16, pp 265-277, 1983.
- 21- Goel V.K., Ramirez S.A., Kong W., Gilbertson L.G., "Cancellous bone young's modulus variation within the vertebral body of ligamentous lumbar spine", Journal of biomech. Eng., Vol. 117, pp 266-271, 1995.
- 22- Galante J.O., "Tensile Properties of Human Annulus Fibrosus", Acta Orthop. Scand. (Suppl), Vol. 100, pp 124-132, 1976.

Archive of SID

SID



سرویس های
ویژه



سرویس ترجمه
تخصصی



کارگاه های
آموزشی



بلاگ
مرکز اطلاعات علمی

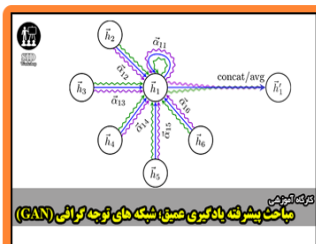


عضویت در
خبرنامه



فیلم های
آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛
شبکه های توجه گرافی
(Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین آموزش استفاده از
وب آوساینس



کارگاه آنلاین مقاله روزمره انگلیسی