

Effects of Self-Expandable Pedicle Screws with Shape Memory Alloy Structures on Spinal Fixation Strength under Cyclic Loading using a Numerical Simulation

Mohammad Asghari, Mahdi¹ / Rassoli, Aisa^{2*}

¹ - Ms.C. Student, Biomechanics, Mechanical Engineering Department, KN Toosi University, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Biomechanics, Mechanical Engineering Department, KN Toosi University, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2020602.1880

Received: 17 January 2024

Revised: 18/3/2024 – 11/5/2024 – 29/6/2024

Accepted: 19 August 2024

KEY WORDS

Pedicle Screws
Self-Expandable Screws
Cyclic Tests
Memory Alloys

ABSTRACT

In many spinal diseases, the surgeon has to use pedicle screws to keep one or more vertebrae stable. Various factors can gradually reduce the strength of the pedicle screws inside the vertebrae, which can cause adverse effects. One of the solutions to deal with this phenomenon is the use of self-expandable screws (standard screws with nickel-titanium memory sheets), which have been investigated recently due to less damage and biocompatible properties. In this research, the purpose of which is to compare standard and self-expandable screws, three screw samples were examined using finite element method. Standard screw, simple self-expandable screw (with smooth surface) and self-expandable screw with porous surface. Each of the screws was examined under cyclic loading and compared with each other. For this purpose, 3D models of standard and openable bone and screw were designed and evaluated using Abaqus software. After the simulation, the amount of equivalent plastic strain recorded for standard, simple self-expandable and porous screws was equal to 1.78, 0.15 and 0.06, respectively, which indicates less bone destruction in self-expandable models, especially porous ones. Also, the external work is maximum for the standard screw and minimum for the porous self-opening screw, which indicates less displacement and, as a result, greater strength of the porous self-expandable model. The results of this research have potential applications in orthopedic clinical research, which helps to develop appropriate therapeutic approaches.

***Corresponding Author**

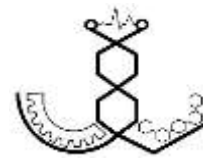
Address: Biomechanics, Mechanical Engineering Department, KN Toosi University, Tehran, Iran

Postal Code: 19919-43344

E-Mail: a.rassoli@kntu.ac.ir

Tel: +98-21-84063317





بررسی پیچ‌های خودبازشونده با استفاده از آلیاژهای حافظه‌دار و اثر آن‌ها در استحکام ستون فقرات در بارگذاری چرخه‌ای با استفاده از شبیه‌سازی عددی

محمداصغری، مهدی^۱ / رسولی، آیسا^{۲*}

^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

^۲ - استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2020602.1880

پذیرش: ۲۹ مرداد ۱۴۰۳

بازنگری: ۱۴۰۲/۱۲/۲۸ - ۱۴۰۳/۲/۲۲ - ۱۴۰۳/۴/۹

ثبت در سامانه: ۲۷ دی ۱۴۰۲

چکیده

واژه‌های کلیدی

در بسیاری از عمل‌های جراحی روی ستون فقرات ناپایدار، پزشک ناچار است به منظور افزایش استحکام بخش‌های آسیب دیده، از پروتز استفاده کند. عوامل مختلفی می‌توانند به مرور باعث کاهش استحکام و شل شدن پیچ‌های پدیکولار داخل مهره‌ها شوند که می‌تواند موجب عوارض نامطلوب بعدی شود. یکی از راه‌کارهای مقابله با این پدیده استفاده از پیچ‌های خودبازشونده (پیچ استاندارد به همراه ورق‌های بازشونده‌ی حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم) بوده که به دلیل تخریب کم‌تر و خواص زیست‌سازگار طی سالیان اخیر مورد توجه زیادی قرار گرفته است. در این پژوهش با هدف مقایسه‌ی پیچ استاندارد و خودبازشونده به کمک روش اجزای محدود، سه نمونه پیچ مورد بررسی قرار گرفته است. این سه مدل پیچ شامل پیچ استاندارد، خودبازشونده‌ی ساده (با سطح صاف) و خودبازشونده با سطح متخلخل است. هر یک از پیچ‌ها تحت بارگذاری چرخه‌ای مورد بررسی قرار گرفته و با یکدیگر مقایسه شده است. برای این منظور ابتدا مدل‌های سه‌بعدی استخوان و پیچ استاندارد و بازشونده طراحی شده و با استفاده از نرم‌افزار آباکوس مورد ارزیابی قرار گرفته است. پس از اتمام شبیه‌سازی‌ها، میزان کرنش پلاستیک معادل ثبت شده برای پیچ استاندارد، خودبازشونده‌ی ساده و متخلخل به ترتیب برابر با ۱/۷۸، ۰/۱۵ و ۰/۰۶ بوده که نشان دهنده‌ی تخریب کم‌تر استخوان در مدل‌های خودبازشونده به خصوص مدل متخلخل است. همچنین کار خارجی انجام شده نیز برای پیچ استاندارد بیشینه و برای پیچ خودبازشونده‌ی متخلخل کمینه بوده که بیان‌گر جابه‌جایی کم‌تر و در نتیجه استحکام بیش‌تر مدل خودبازشونده‌ی متخلخل است. نتایج حاصل از این پژوهش کاربردهای بالقوه‌ای در تحقیقات کلینیکی ارتوپدی دارد که به توسعه‌ی رویکردهای درمانی مناسب کمک می‌کند.

پیچ‌های پدیکولار
پیچ‌های خودبازشونده
آزمون‌های چرخه‌ای
آلیاژ حافظه‌دار

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

تلفن: ۰۲۱-۸۴۰۶۳۳۱۷

پست الکترونیک: a.rassoli@kntu.ac.ir

کد پستی: ۱۹۹۱۹-۴۳۳۴۴



۱- مقدمه

در برخی از جراحی‌های روی ستون فقرات ناپایدار با میزان آسیب زیاد، جراح ناچار است با استفاده از پیچ‌های پدیکل بخشی از ستون فقرات را ثابت کرده و درجات آزادی مهره‌ها را مهار کند [۱]. مانند بسیاری از عمل‌های جراحی، جراحی ستون فقرات و استفاده از پروتزهای آن آسیب‌ها و اثرهای نامطلوب انکارناپذیری دارد. یکی از این آثار نامطلوب و رایج، شل شدن پیچ‌ها در مهره است [۱]. در یک مطالعه‌ی گسترده روی ارتباط بین تراکم مواد معدنی استخوان و کیفیت استخوان با استحکام پیچ و نتیجه‌ی جراحی موفقیت‌آمیز آن، میزان شل شدن یا شکست پیچ در افراد سالم ۱ تا ۱۵ درصد و در افراد مبتلا به پوکی استخوان بیش از ۶۰ درصد تخمین زده شده است [۲]. افراد مسن مبتلا به پوکی استخوان در معرض افزایش خطر شکست جراحی هستند. افرادی که از پوکی استخوان رنج می‌برند کیفیت استخوان پایین و تراکم استخوان پایینی دارند، بنابراین مهره‌های آن‌ها نمی‌تواند استحکام کافی برای تثبیت پیچ را فراهم کند. در نتیجه، یافتن رویکردی مناسب به منظور افزایش استحکام پیچ‌ها در تمام بیماران به خصوص افرادی که از پوکی استخوان رنج می‌برند، تبدیل به یک چالش بزرگ برای جراحان شده است. قطر پیچ [۳، ۴]، هندسه‌ی رزوه [۵-۸]، زاویه‌ی ورود [۹، ۱۰]، استفاده از پیچ‌های کانال‌دار به همراه سیمان استخوانی [۱۱-۱۴] و پیچ‌های بازشونده و خودبازشونده [۱۱، ۱۵-۱۷] از جمله عواملی بوده که تاثیر آن‌ها بر افزایش استحکام پیچ در استخوان بررسی و اثبات شده است.

در یک مطالعه که به بررسی اثر طول و قطر در استحکام پیچ پرداخته، مشخص شده است که قطرهای بیش‌تر نسبت به قطرهای کم‌تر در تست‌های کشش، چرخش محوری و خم شدن جانبی موفق‌تر هستند [۱۸]. اگرچه قطرهای بیش‌تر می‌توانند استحکام بیش‌تری را فراهم کنند، اما به دلیل تخریب بیش‌تر بافت اسفنجی مهره نمی‌توانند رویکرد مناسبی باشند. در مطالعه‌ی کرن و هم‌کارانش به بررسی سه هندسه‌ی مختلف در آزمایش کشش پرداخته شده و مشخص شده است که با کاهش قطر داخلی و ثابت ماندن قطر خارجی، یا به عبارت دیگر افزایش عمق دندان که در این حالت تماس پیچ با استخوان افزایش یافته و اصطکاک بیش‌تری حاصل می‌شود، می‌توان استحکام پیچ را افزایش داد [۵]. در پژوهش کیم و هم‌کارانش که برای مقایسه‌ی رزوه‌های ۷-شکل، تکیه‌گاهی و مربعی تحت آزمایش کشش ساده انجام شده، بیش‌ترین نیروی کشش برای پیچ‌های ۷-شکل گزارش شده است [۷].

تراکم مواد و چگالی معدنی استخوان تاثیر به‌سزایی در با موفقیت ثابت کردن پیچ پدیکول دارد. در بیماران با پوکی استخوان، نیروی کشش به دلیل چگالی کم مواد معدنی به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد [۱، ۲، ۱۸]. در نتیجه در این افراد که استخوان آن‌ها چگالی معدنی پایین‌تری از افراد سالم دارد، ریسک کاهش استحکام پیچ در مهره چند برابر می‌شود. برای مقابله با این موضوع، پیچ‌های کانال‌دار طراحی شده است. در این پیچ‌ها کانالی در بدنه‌ی آن‌ها تعبیه شده است که پس از فرو رفتن در مهره، سیمان استخوانی از طریق این کانال به داخل بافت مهره تزریق شده و باعث مستحکم شدن پیچ در مهره می‌شود. یکی از مشکلات این دسته از پیچ‌ها نفوذ سیمان به خارج استخوان و آزاد شدن آن در بدن بوده که برای سلامتی بیمار به خصوص افراد دارای بیماری‌های قلبی و عروقی مضر است. در ادامه‌ی مطالعات برای یافتن راه حلی مناسب به منظور افزایش استحکام و جلوگیری از شل شدن پیچ در درازمدت، پیچ‌های قابل انبساط یا بازشونده و بدون استفاده از سیمان طراحی شده است. در یک مطالعه‌ی تجربی که به منظور مقایسه‌ی استحکام در برابر شل شدن بین پیچ‌های بازشونده و معمولی در تست کشش و تست بارگذاری دینامیکی انجام شده، یک پیچ منبسط شونده و یک پیچ استاندارد مورد ارزیابی قرار گرفته است. پس از آزمایش، پیچ بازشونده ۵۹/۶٪ استحکام بالاتری نسبت به پیچ معمولی در تست کشش داشته است [۱۹]. در مطالعه‌ی بالینی جی‌فو و هم‌کارانش با پیگیری دو ساله‌ی بیمارانی که تحت عمل جراحی قرار گرفته بودند و بررسی عکس‌های سی‌تی اسکن آن‌ها نشان داده شده که نتایج بیمارانی که تحت عمل جراحی کم‌ر با پیچ بازشونده قرار گرفته‌اند، رضایت بخش بوده است. قبل از جراحی، شاخص ناتوانی اسوستری^۱ ۳۶/۷٪ بوده که پس از دو سال به ۱۱/۹٪ کاهش یافته است [۲۰]. با توجه به درگیری بخش منبسط شونده با استخوان اسفنجی و احتمال تخریب این بخش به خصوص در افراد مبتلا به پوکی استخوان، تردیدهایی در مورد استفاده از این پیچ‌ها به وجود آمده است [۸، ۲۱، ۲۲]. در پژوهش ورنر و هم‌کارانش به منظور حل این مشکل برای اولین بار پیچ‌های خودبازشونده مطرح شده است. در این طراحی جدید از ورقه‌هایی با جنس آلیاژ حافظه‌دار یا SMA استفاده شده است. تفاوت اصلی بین پیچ بازشونده و خودبازشونده در این است که در این طراحی جدید، صفحات بدون اعمال گشتاور خارجی و با بالا رفتن دمای آن‌ها و رسیدن به دمای بدن منبسط می‌شوند. این ویژگی، تخریب ناشی از اعمال گشتاور خارجی

^۱ Oswestry Index

خالی شده است. طراحی نهایی پیچ به همراه ورق حافظه‌دار در شکل (۱) نشان داده شده است. ورق SMA نیز با ابعاد $۰/۵ \times ۱/۸ \times ۲۴$ میلی‌متر در نرم‌افزار آباکوس طراحی شده است.

جدول (۱) - مشخصات پیچ استاندارد طراحی شده در کتیا

طول رزوه (mm)	گام (mm)	قطر داخلی (mm)	قطر خارجی (mm)
۴۵	۱/۵	۴/۵	۶



شکل (۱) - طراحی نهایی پیچ خودبازشونده با ورق حافظه‌دار

۲-۲- خواص مواد

با توجه به خواص ناهمسانگرد استخوان و برای دقت بیشتر مدل، در این مطالعه استخوان به عنوان یک ماده‌ی ارتوتروپیک مدل‌سازی شده است. برای تعریف ماده‌ی ارتوتروپ ۹ مولفه‌ی مستقل ارتوتروپ برای استخوان در جدول (۲) آورده شده است [۲۷]. جنس پیچ آلیاژ تیتانیوم Ti6Al4V بوده که مدول یانگ و ضریب پواسون برای این آلیاژ به ترتیب برابر با ۱۲۰ گیگاپاسکال و ۰/۳ در نظر گرفته شده است.

جدول (۲) - خواص استخوان مهره‌ی L4

مدول یانگ (مگاپاسکال)	ضریب پواسون
$E_x = 140$	$\nu_{xy} = 0/45$
$E_y = 140$	$\nu_{xz} = 0/315$
$E_z = 200$	$\nu_{yz} = 0/315$

در این پژوهش و برای تحلیل مدل‌ها در بارگذاری چرخه‌ای از مدل آماده‌ی آباکوس و با تعریف خواص سوپراالاستیک استفاده شده که این خواص در جدول (۳) قابل مشاهده است. خواص مورد نیاز آباکوس، ویژگی‌های مکانیکی به دست آمده از تست تجربی و مطابق با نمودار شکل (۲) است [۲۸].

در شکل (۲) و جدول (۳) تنش شروع تغییر فاز در بارگذاری (شروع استحاله‌ی مستقیم)، σ_{LL}^E پایان تغییر فاز در بارگذاری (پایان استحاله‌ی مستقیم)، σ_{LU}^E شروع تغییر فاز در باربرداری (شروع استحاله‌ی معکوس)، σ_{LU}^E پایان تغییر فاز در باربرداری (پایان استحاله‌ی معکوس) و σ_{LL}^S شروع تغییر فاز در بارگذاری (شروع استحاله‌ی مستقیم) است. در شکل (۲) مشاهده می‌شود که چهار مولفه‌ی اول مربوط به تست کشش و تنش آخر مربوط به تست فشار است. پارامترهای E_M و E_A به ترتیب مدول یانگ در فازهای آستنیت و مارتنزیت و ν ضریب

برای باز شدن ورقه‌ها را کاهش داده و هم‌چنین می‌تواند ناپایداری پس از تخریب استخوان اطراف ورقه‌ها را جبران کند. علاوه بر این SMA یک ماده‌ی زیست‌سازگار است. از کاربردهای پزشکی آلیاژهای حافظه‌دار می‌توان به استفاده از این آلیاژها در ساخت سیم‌های ارتودنسی، استنت‌ها و فیلتر سایمون اشاره کرد [۲۳-۲۵]. این پیچ‌ها تحت آزمایش کشش قرار گرفته و نتایج آن‌ها امیدوارکننده بوده است [۱۶]. در ادامه‌ی کار ورنر، هامان و هم‌کارانش یک اصلاح در طراحی این مدل به وجود آورده و نتایج بهتری نسبت به نتایج قبلی کسب کرده‌اند. در طراحی جدید از ورقه‌هایی با سطح متخلخل و با پستی و بلندی به منظور درگیری بیشتر با بافت اسفنجی استخوان استفاده شده است. سپس مدل جدید و پیچ معمولی در استخوان مصنوعی آزمایش شده و مشخص گردیده که میانگین نیروی کشش برای مدل جدید $۶۲/۳۶ \pm ۱۸/۵۵$ و برای پیچ استاندارد $۵۷/۲۲ \pm ۱۷/۱۳$ نیوتن بوده که بیان‌گر افزایش استحکام در مقایسه با مدل‌های سنتی است [۲۷].

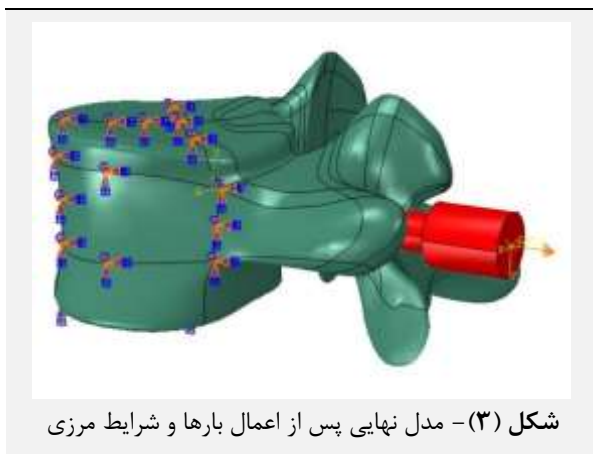
با توجه به اطلاعات نویسندگان، بررسی‌های کافی در زمینه‌ی پیچ‌های خودبازشونده با ورق‌های آلیاژ حافظه‌دار انجام نشده و بنابراین در این مطالعه از شبیه‌سازی عددی برای مقایسه‌ی این پیچ‌ها با پیچ‌های استاندارد معمولی استفاده شده است. در این تحقیق از طراحی جدیدی که در آن با افزایش تخلخل سطح پیچ و بدون مکانیسم بازشوندگی استحکام پیچ افزایش یافته نیز استفاده شده [۲۶] به طوری که یکی از مدل‌های مورد بررسی در این پژوهش پیچ خودبازشونده با سطح متخلخل است. پس از طراحی هندسه‌ی مهره و پیچ خودبازشونده با آلیاژ حافظه‌دار، پیچ تحت بارگذاری چرخه‌ای قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- هندسه

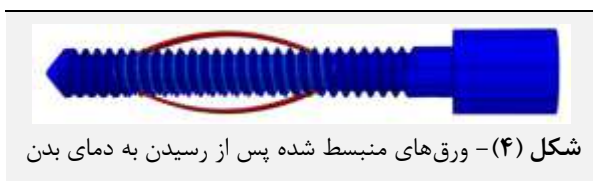
با توجه به این که بیش‌تر آسیب‌های ستون فقرات در ناحیه‌ی لومبار و مهره‌های L4 و L5 رخ می‌دهد، تمرکز تحقیقات عددی و تجربی روی همین ناحیه و مهره‌ها قرار دارد. در این پژوهش نیز از مهره‌ی L4 استفاده شده است. برای طراحی مدل مهره از نرم‌افزار Mimics و 3-Matic استفاده شده است. تصاویر DICOM به کمک این دو نرم‌افزار به مدل STP تبدیل شده که قابل تحلیل و شبکه‌بندی در آباکوس است. برای طراحی پیچ از ابعاد پیچ استاندارد مطابق جدول (۱) استفاده شده و پیچ در نرم‌افزار CATIAR2018 طراحی شده است [۶]. برای پیچ خودبازشونده نیز از ابعاد پیچ استاندارد استفاده شده با این تفاوت که بخشی از بدنه‌ی پیچ برای قرارگیری ورقه‌های SMA

چرخه‌ی بعدی با افزایش نیروی بیشینه تا ۱۰۰ نیوتن و در نهایت چرخه‌ی آخر با نیروی سینوسی با کمینه و بیشینه‌ی ۵ و ۲۰۰ نیوتن اعمال شده است [۳۰]. این نیروها در راستای محور پیچ به انتهای آن و به سمت بیرون اعمال شده است. این شبیه‌سازی نیز مطابق دستورالعمل گفته شده طراحی گردیده است. استخوان به طور کامل ثابت شده و تنها درجه‌ی آزادی پیچ نیز فقط در راستای محور پیچ در نظر گرفته شده است. مدل مونتاژ شده‌ی نهایی به همراه شرایط مرزی اعمال شده برای تست کشش در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل (۳) - مدل نهایی پس از اعمال بارها و شرایط مرزی

ویژگی منحصر به فرد پیچ‌های خودبازشونده، باز شدن آن‌ها بدون دخالت پزشک و با رسیدن به دمای بدن است. برای همین منظور ابتدا لازم است پیش از بارگذاری، ورق SMA در استخوان باز شده و پس از درگیری با بافت داخلی مهره بارگذاری اعمال شود. برای این هدف ابتدا ورق که در دمای محیط قرار دارد به دمای بدن رسانده شده و پس از باز شدن آن بارگذاری شروع شده است (شکل ۴).



شکل (۴) - ورق‌های منبسط شده پس از رسیدن به دمای بدن

باز شدن ورق‌ها به صورت خودکار و بدون دخالت پزشک صورت می‌گیرد. این ورق‌ها با رسیدن به دمای بدن و در اثر استحاله‌ی معکوس شکل خود را بازیابی کرده و چون در دو سمت مهار شده‌اند، دچار کمانش شده و از سطح پیچ بیرون می‌آیند.

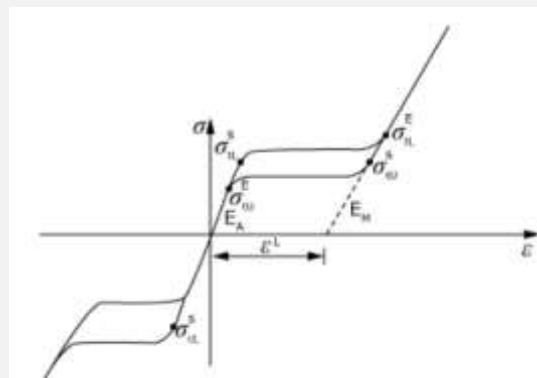
۴-۲ - شبکه‌بندی

شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس انجام شده است. با توجه به هندسه‌ی پیچیده‌ی پیچ و استخوان که دارای انحنای زیادی

پواسون بوده که در هر دو فاز برابر است. متغیر T_R نیز دمای مرجع (دمایی که سایر متغیرها در آن اندازه‌گیری شده) است.

جدول (۳) - خواص ورق حافظه‌دار [۲۸]

پارامتر	مقدار	واحد
E_A	۷۱۰۰۰	MPa
E_M	۴۲۰۰۰	MPa
$\nu_A = \nu_M$	۰/۳۳	
σ_{TL}^S	۴۵۶	MPa
σ_{TL}^E	۴۸۸	MPa
σ_{LU}^S	۲۱۶	MPa
σ_{LU}^E	۱۲۰	MPa
C_M	۵	$MPa \cdot ^\circ C^{-1}$
C_A	۵	$MPa \cdot ^\circ C^{-1}$
σ_{SL}^S	-۵۲۲	MPa
T_R	۲۵	$^\circ C$
ϵ^L	۰/۰۴۸	



شکل (۲) - منحنی تنش-کرنش SMA [۲۹]، برگرفته شده از مستندات آباکوس ۲۰۲۲

۳-۲ - شرایط مرزی و بارگذاری

بر خلاف آزمون کشش که برای پیچ‌ها با طراحی‌های مختلف، استاندارد یکسانی وجود دارد و تمام تحقیقات از آن بهره می‌برند، در بررسی استحکام پیچ و استخوان با بارهای چرخه‌ای و دینامیک، انتخاب و معیار واحدی برای مقایسه و نتیجه‌گیری وجود ندارد. از این رو در تحقیقات مختلف طراحی‌های متفاوتی برای بارها و شرایط مرزی انتخاب شده است. در این مقاله برای مدل‌سازی بار دینامیک از طراحی باری که قبلاً توسط اسون و هم‌کارانش برای بررسی خستگی پیچ و تاثیر قطر بر استحکام طراحی شده استفاده گردیده است. در این مدل، بارگذاری به صورت سینوسی و با فرکانس ۱ هرتز طی ۱۵۰ چرخه انجام شده است. در این بارگذاری طی ۵۰ چرخه‌ی اول، کمینه و بیشینه‌ی بار ۵ و ۵۰ نیوتن بوده و بعد از اتمام چرخه، ۵۰

پیچ، استخوان به عنوان سطح ثانویه، پیچ به عنوان سطح اصلی و اولیه و ضریب اصطکاک بین آن‌ها ۰/۲ تعریف شده است [۳۱-۳۳]. در آزمون‌های همراه با ورق حافظه‌دار، با توجه به درگیری استخوان و ورق پس از انبساط آن، نیاز به تعریف دو تماس است. تماس اول در گام اولیه بین استخوان و پیچ که شرایط آن در بالا گفته شده و تماس دوم در گام دوم بین ورق و استخوان است. در این تماس نیز با توجه به سختی بیش‌تر ورق حافظه‌دار، استخوان به عنوان سطح ثانویه و ورق به عنوان سطح اصلی انتخاب شده است. برای درگیری ورق و استخوان اسفنجی نیز ضریب اصطکاک ۰/۸ به کار گرفته شده است [۳۴]. دلیل بالا بودن ضریب اصطکاک بین ورق و استخوان، تداخل سطح ورق و درگیری آن با استخوان اسفنجی در شرایط واقعی است.

۳- نتایج و بحث

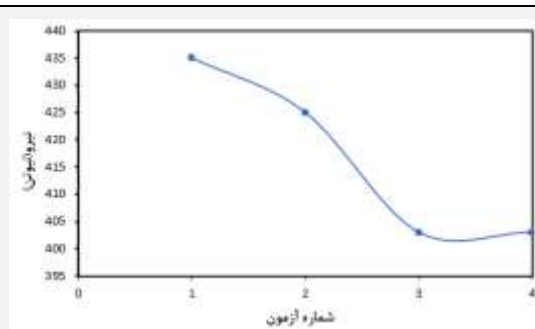
کرنش پلاستیک معادل، متغیری نرده‌ای^۳ بوده و معیاری برای گزارش میزان کرنش پلاستیک ایجاد شده در مدل است. از آن‌جا که تنها کرنش‌های پلاستیک مربوط به استخوان هستند، میزان کم‌تر آن به معنی تخریب کم‌تر استخوان و استحکام بیش‌تر مدل است. مقادیر این متغیر در جدول (۵) ارائه شده است. در این بررسی کم‌ترین کرنش پلاستیک برای پیچ خودبازشونده‌ی متخلخل و بیش‌ترین کرنش پلاستیک برای پیچ استاندارد است. مقادیر این جدول، میزان هر کرنش در گام آخر حل که بیشینه‌ی آن نیز می‌باشد را نشان می‌دهد.

جدول (۵) - کرنش پلاستیک معادل برای هر مدل

کرنش پلاستیک معادل	مدل
۱/۷۸	استاندارد
۰/۱۵	خودبازشونده‌ی ساده
۰/۰۶	خودبازشونده‌ی متخلخل

کار خارجی در آباکوس با عنوان ALLWK شناخته شده که کار انجام شده توسط نیروهای خارجی روی کل مدل است. از آن‌جا که کار از رابطه‌ی $W = F_{ext} \times d$ محاسبه می‌شود، این متغیر می‌تواند پارامتر مناسبی برای مقایسه‌ی مدل‌ها باشد. با توجه به این که متغیر ورودی در این تحلیل نیرو است، هر چه میزان کار بیش‌تر باشد به معنی جابه‌جایی‌های بیش‌تر المان‌ها و احتمال خرابی بیش‌تر و هر چه این مقدار کم‌تر باشد به معنی جابه‌جایی کم‌تر و پایداری بیش‌تر مدل می‌باشد. همان‌گونه که

بوده، از المان ۴-وجهی و برای ورق با توجه به هندسه‌ی یک‌دست و مسطح آن از المان ۶-وجهی استفاده شده است. آزمون استقلال از شبکه نیز انجام شده که نتیجه‌ی آن در شکل (۵) قابل مشاهده است. نیروهای گزارش شده در این نمودار، نیروهای به دست آمده از آزمون Pull Out بوده که یک آزمون استاندارد برای بررسی و مقایسه‌ی پیچ‌ها است. تعداد و مشخصات شبکه‌بندی نیز در جدول (۴) ارائه شده است. تعداد المان‌ها نیز با توجه به آزمون استقلال از شبکه تعیین شده است. در هر آزمون تعداد المان‌ها و اندازه‌ی آن‌ها متفاوت بوده و از آن‌جا که تفاوت نیروی به دست آمده در آزمون‌های ۳ و ۴ ناچیز است و با توجه به این که تعداد المان‌ها در آزمون ۳ کم‌تر می‌باشد، ابعاد و تعداد المان‌های این آزمون برای انجام شبیه‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفته است.



شکل (۵) - نمودار استقلال از شبکه

جدول (۴) - مشخصات شبکه‌بندی برای هر قطعه

نام بخش	تعداد گره	تعداد المان	نوع المان	نام المان
استخوان	۷۷۷۲۳	۴۰۵۴۶۹	Linear Tetrahedral	C3D4
پیچ استاندارد	۴۳۰۶	۱۸۴۱۹	Linear Tetrahedral	C3D4
پیچ خودبازشونده	۴۶۵۵	۱۸۲۶۶	Linear Tetrahedral	C3D4
ورق	۳۶۳۰	۲۱۶۰	Linear Hexahedral	C3D8

۲-۵- تماس

برای تمام آزمون‌ها از تماس سطح با سطح^۱ استفاده شده است. اگرچه تماس عمومی^۲ نیز می‌توانست انتخاب شود، اما با توجه به تعداد بالای المان‌ها و صرفه‌جویی در زمان و محاسبات از این مدل استفاده شده است [۳۱].

در آزمون پیچ استاندارد (بدون ورق حافظه‌دار) تنها تماس موجود، بین پیچ و استخوان بوده که با توجه به سختی بالاتر

^۳ Scalar

^۱ Surface to Surface

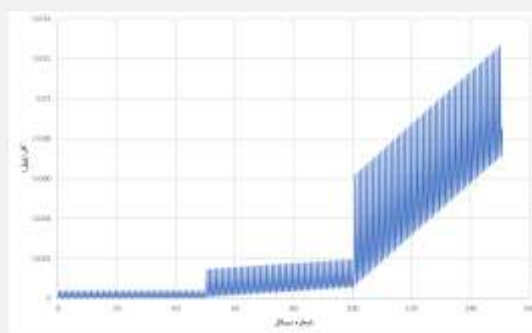
^۲ General

خودبازشونده‌ی متخلخل کم‌ترین میزان را در هر چرخه به ثبت رسانده که بیان‌گر پایداری بیش‌تر پیچ در استخوان در درازمدت و تحت بارگذاری‌های مختلف است. به صورت کلی استفاده از پیچ‌های طراحی شده با ورق‌های حافظه‌دار می‌تواند راه‌کار مناسبی برای مقابله با عوارض بعد از عمل باشد زیرا این ورق‌ها می‌توانند تخریب نواحی اطراف پیچ که در درازمدت و در اثر پدیده‌ی سپر تنشی رخ می‌دهد را جبران کنند. این قابلیت حتی در پیچ‌های بازشونده نیز دست‌یافتنی نیست. علاوه بر این در این دسته از پیچ‌ها تخریب استخوان به دلیل باز شدن ورق‌ها با اعمال ممان خارجی بالا، زیاد است در حالی که پیچ‌های حافظه‌دار در این زمینه نیز برتری ویژه‌ای به دلیل عدم تخریب بافت هنگام باز شدن دارند. به نظر می‌رسد تنها عامل محدود کننده‌ی استفاده از این مدل، قیمت بالای آن در بازار است که در صورت رفع این مشکل می‌تواند جایگزین مناسبی برای پیچ‌های استاندارد باشد. مقایسه‌ی آن‌ها با پیچ‌های بازشونده نیز می‌تواند در آینده موضوع تحقیقات بعدی باشد. هم‌چنین لحاظ کردن آثار بیولوژیکی مانند کرنش‌های طبیعی و خواص آسیب استخوان، اثر سپر تنشی، خواص ویسکوالاستیک استخوان و خواص استخوانی که دارای پوکی استخوان است به خصوص در شبیه‌سازی‌های همراه با نیروهای چرخه‌ای به همراه طراحی مدلی که بتواند ساختار هوشمند استخوان را به خوبی شبیه‌سازی کرده و بافت اطراف پیچ را به مرور در اثر سپر تنشی فرسوده کند، خصوصاً در مطالعات عددی بررسی بارگذاری‌های چرخه‌ای و خستگی، می‌تواند موضوع پژوهش‌های آینده باشد و جواب‌های نزدیک‌تری به واقعیت را به ارمغان آورد.

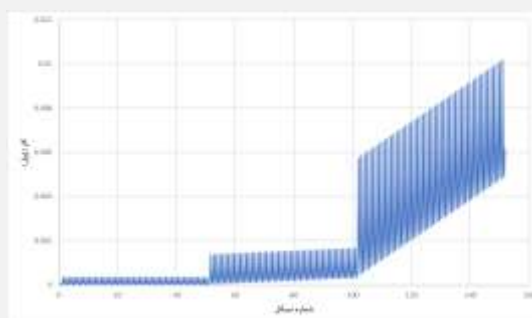
۵- مراجع

- [1] L.Halvarson T. effect f bone mineral density on pedicle screw fixation, 1994.
- [2] Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *The Spine Journal*. 2001; 1(6): 402-7.
- [3] Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H. Impact of screw diameter and length on pedicle screw fixation strength in osteoporotic vertebrae: a finite element analysis. *Asian Spine Journal*. 2021; 15(5): 566.
- [4] Lai D-M, Shih Y-T, Chen Y-H, Chien A, Wang J-L. Effect of pedicle screw diameter on screw fixation efficacy in human osteoporotic thoracic vertebrae. *Journal of biomechanics*. 2018; 70: 196-203.
- [5] Krenn MH, Piotrowski WP, Penzkofer R, Augat P. Influence of thread design on pedicle screw

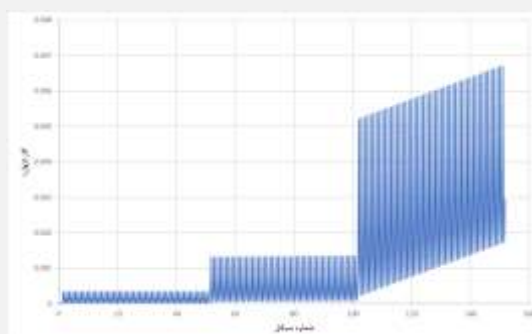
در شکل‌های (۶) تا (۸) مشاهده می‌شود، مقادیر کار در مدل استاندارد از دو مدل دیگر بیش‌تر است. در این بررسی کم‌ترین مقادیر کار برای پیچ خودبازشونده‌ی متخلخل به ثبت رسیده که نشان دهنده‌ی پایداری بیش‌تر مدل، استحکام بیش‌تر این طراحی و احتمال خرابی کم‌تر استخوان در درازمدت است.



شکل (۶) - نمودار کار خارجی پیچ استاندارد



شکل (۷) - نمودار کار خارجی پیچ خودبازشونده‌ی ساده



شکل (۸) - نمودار کار خارجی پیچ خودبازشونده‌ی متخلخل

۴- جمع‌بندی

به طور کلی نتایج به دست آمده در این تحقیق نشان دهنده‌ی برتری مدل‌های خودبازشونده نسبت به طراحی سنتی پیچ‌ها است. در بررسی میزان کرنش پلاستیک معادل هر دو طراحی خودبازشونده و به خصوص مدل متخلخل، مقادیر کم‌تری گزارش شده که نشان دهنده‌ی رفتار پلاستیک کم‌تر المان‌های استخوان و در نتیجه نشان دهنده‌ی تخریب کم‌تر بافت استخوان است. در بررسی کار خارجی که معیار مناسبی برای محاسبه‌ی میزان جابه‌جایی نقاط المان‌ها می‌باشد، مدل

- [17] Lei W, Wu Z. Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae. *European Spine Journal*. 2006; 15(3): 321-6.
- [18] Weiser L, Huber G, Sellenschloh K, Viezens L, Püschel K, Morlock MM, et al. Insufficient stability of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: biomechanical correlation of bone mineral density and pedicle screw fixation strength. *European Spine Journal*. 2017; 26(11): 2891-7.
- [19] Wan S, Lei W, Wu Z, Liu D, Gao M, Fu S. Biomechanical and histological evaluation of an expandable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep. *European Spine Journal*. 2010; 19(12): 2122-9.
- [20] Fu J, Yao Z, Wang Z, Cui G, Ni M, Li X, et al. Surgical treatment of osteoporotic degenerative spinal deformity with expandable pedicle screw fixation: 2-year follow-up clinical study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2018; 104(3): 411-5.
- [21] Lin L-C, Chen H-H, Sun S-P. A biomechanical study of the cortex-anchorage vertebral screw. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(6): S25-S32.
- [22] Vishnubhotla S, McGarry WB, Mahar AT, Gelb DE. A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws. *The spine journal*. 2011; 11(8): 777-81.
- [23] Duerig T, Pelton A, Stöckel D. An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering: A*. 1999; 273: 149-60.
- [24] Machado L, Savi M. Medical applications of shape memory alloys. *Brazilian journal of medical and biological research*. 2003; 36(6): 683-91.
- [25] Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991; 99(4): 310-8.
- [26] Yao Y, Yuan H, Huang H, Liu J, Wang L, Fan Y. Biomechanical design and analysis of auxetic pedicle screw to resist loosening. *Computers in Biology and Medicine*. 2021; 133: 104386.
- [27] Azari F, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Rahimi-Moghaddam T. A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing. *Journal of biomechanics*. 2018; 70: 157-65.
- [28] Jaber MB, Mehrez S, Ghazouani O. A 1D constitutive model for shape memory alloy using strain and temperature as control variables and including martensite reorientation and asymmetric behaviors. *Smart materials and structures*. 2014; 23(9): 095026.
- [29] Simulia ABAQUS 2022 Documentation [Internet].
- [30] Sven H, Yannick L, Daniel B, Paul H, Lorin B. Influence of screw augmentation in posterior dynamic and rigid stabilization systems in fixation. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2008; 9(1): 90-5.
- [6] Brasiliense LB, Lazaro BC, Reyes PM, Newcomb AG, Turner JL, Crandall DG, et al. Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines. *The Spine Journal*. 2013; 13(8): 947-56.
- [7] Kim Y-Y, Choi W-S, Rhyu K-W. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities—an ex vivo biomechanical study. *The Spine Journal*. 2012; 12(2): 164-8.
- [8] Shea TM, Laun J, Gonzalez-Blohm SA, Doulgeris JJ, Lee WE, Aghayev K, et al. Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status. *BioMed research international*, 2014.
- [9] Sterba W, Kim D-G, Fyhrie DP, Yeni YN, Vaidya R. Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles. *Clinical biomechanics*. 2007; 22(4): 385-91.
- [10] Inceoğlu S, Montgomery WH, Clair SS, McLain RF. Pedicle screw insertion angle and pullout strength: comparison of 2 proposed strategies. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2011; 14(5): 670-6.
- [11] Cook SD, Salkeld SL, Stanley T, Faciane A, Miller SD. Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone. *The Spine Journal*. 2004; 4(4): 402-8.
- [12] Wuisman P, Van Dijk M, Staal H, Van Royen BJ. Augmentation of (pedicle) screws with calcium apatite cement in patients with severe progressive osteoporotic spinal deformities: an innovative technique. *European Spine Journal*. 2000, 9(6), 528-533.
- [13] Goost H, Deborre C, Wirtz D, Burger C, Prescher A, Fölsch C, et al. PMMA-augmentation of incompletely cannulated pedicle screws: a cadaver study to determine the benefits in the osteoporotic spine. *Technology and Health Care*. 2014; 2(4), 607-615.
- [14] Moon BJ, Cho BY, Choi EY, Zhang HY. Polymethylmethacrylate-augmented screw fixation for stabilization of the osteoporotic spine: a three-year follow-up of 37 patients. *Journal of Korean Neurosurgical Society*. 2009; 46(4): 305.
- [15] Liu D, Shi L, Lei W, Wei M-Q, Qu B, Deng S-L, et al. Biomechanical comparison of expansive pedicle screw and polymethylmethacrylate-augmented pedicle screw in osteoporotic synthetic bone in primary implantation: an experimental study. *Clinical spine surgery*. 2016, 29(7), E351-E7.
- [16] Werner M, Hammer N, Rotsch C, Berthold I, Leimert M. Experimental validation of adaptive pedicle screws—a novel implant concept using shape memory alloys. *Medical & biological engineering & computing*. 2020; 58(1): 55-65.



- [33] Xu M, Yang J, Lieberman IH, Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw–bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Medical engineering & physics*. 2019; 67: 11-21.
- [34] Rancourt D, Shirazi-Adl A, Drouin G, Paiement G. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of biomedical materials research*. 1990; 24(11): 1503-19.
- osteoporotic lumbar vertebrae: a biomechanical cadaveric study. *Spine*, 2014, 39(6), E384-E9.
- [31] Bianco R-J, Arnoux P-J, Mac-Thiong J-M, Wagnac E, Aubin C-E. Biomechanical analysis of pedicle screw pullout strength. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2013; 16(sup1): 246-8.
- [32] Chao C-K, Hsu C-C, Wang J-L, Lin J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses. *Clinical Spine Surgery*. 2008; 21(2): 130-8.