

Evaluation of Primary Stability of Spinal Pedicle Screws using Modal Analysis, Conventional Pull-Out and Insertion Torque Test

Einafshar, Mohammad Javad¹ / Hashemi, S. Ata^{2*} / Mojgani, Pedram³

¹ - Ph.D. Student, Biomechanical Engineering Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Associate Professor, Biomechanical Engineering Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - B.Sc. Student, Biomechanical Engineering Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.114543.1525

Received: 20 September 2019

Revised: 8/3/2020-7/5/2020-26/7/2020

Accepted: 12 August 2020

KEY WORDS

Modal Analysis
Natural Frequency
Pull-Out Strength
Insertion Torque
Self-Tapping Pedicle Screws

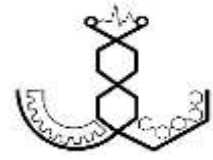
ABSTRACT

Back pain is a common medical problem. There is no clear cause for the back pain problem so far, but in most cases, spinal instability can be noted. Lumbar spine fixation is performed to treat the problems of low back pain. Spinal fixation can be done with or without surgery. One of the surgical methods is the use of spinal screws in which the strength and stability of the screw are of great importance. The strength and stability of the screw in the bone reduces the time and cost of treatment, reduces the amount of bleeding and accelerates the patient's treatment. In this study, screws were inserted using a digital torque meter. An impact was applied using an impact hammer and resonated sound was recorded using a microphone. The vibration mode of the screw was obtained by processing the signal generated by MATLAB R2017 software and plotting the fast Fourier transform. Finally, tensile test was performed to obtain the ultimate pull-out force. The innovation of this study was to use modal analysis method and to correlate its results with that of the ultimate pull-out force and peak insertion torque. In this study, five screws with different screw depth, and screw thread crest thickness were examined. Also, the effect of self-tapping was investigated. The peak insertion torque, ultimate pull-out strength and natural frequency occurred at 182 Nm, 992 N and 1916 Hz, respectively, for the cylindrical pedicle screw. By comparing the obtained data, results showed a linear relationship between insertion torque and pull-out force of the screws. Due to the lack of significant difference between natural frequency and pull-out force of the self-drilling and non-self-drilling tip screws (comparing between screws number 3 and 4 and between 1 and 5), the use of self-tapping screws can be advantageous. The trend of the dependent parameters in all three methods i.e. insertion torque, pull-out force and natural frequency are the same, indicating the non-destructive advantage of modal analysis in in-vivo surgical application.

***Corresponding Author**

Address	Biomechanical Engineering Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	15875-4413	Tel	+98-21-64542369
E-Mail	a.hashemi@aut.ac.ir	Fax	+98-21-64542369





تحلیل فرکانسی پایداری اولیه‌ی پیچ‌های ستون فقرات و مقایسه‌ی آن با روش‌های گشتاور ورود و نیروی کشش پیچ

عین‌افشار، محمدجواد^۱ / هاشمی، سیدعطاالله^{۲*} / مژگانی، پدram^۳

- ^۱ - دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - دانشیار، مدیر گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۳ - دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی، گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.114543.1525

پذیرش: ۲۲ مرداد ۱۳۹۹

بازنگری: ۱۳۹۸/۱۲/۱۸ - ۱۳۹۹/۲/۱۸ - ۱۳۹۹/۵/۵

ثبت در سامانه: ۲۹ شهریور ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی	چکیده
تحلیل مودال فرکانس طبیعی نیروی کشش پیچ گشتاور ورود پیچ‌های ارتوپدی خودکار	درد در ناحیه‌ی کمر یک مشکل رایج پزشکی بوده که تا کنون دلیل مشخصی برای آن یافته نشده است اما در اغلب موارد بی‌ثباتی ستون فقرات به عنوان مهم‌ترین دلیل بروز آن در نظر گرفته می‌شود. یکی از راه‌های درمان کمر درد، ثابت‌سازی ستون فقرات است که با عمل یا بدون عمل جراحی انجام می‌شود. یکی از روش‌های جراحی، استفاده از پیچ ارتوپدی است که در آن استحکام و پایداری پیچ اهمیت زیادی دارد. استحکام و پایداری پیچ در استخوان باعث کاهش زمان و هزینه‌ی درمان، کاهش مقدار خون‌ریزی و تسریع درمان می‌شود. برای ارزیابی پایداری پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات می‌توان از آزمون‌های پیچش پیچ، نیروی کشش پیچ، گشتاور ورود، بار خستگی و عکس‌های رادیولوژی استفاده کرد. در این پژوهش، بیشینه‌ی گشتاور ورود هنگام ورود پیچ به مهره‌ی ستون فقرات کمری گوسفند با گشتاورسنج دیجیتال اندازه‌گیری شده، سپس با چکش مخصوص ضربه، ضربه‌ای به پیچ وارد شده و صدای تولید شده با یک میکروفون دیجیتال ضبط شده است. با پردازش سیگنال حاصل با نرم‌افزار متلب و رسم نمودار تبدیل فوریه‌ی سریع، مود ارتعاشی پیچ به دست آمده و نیروی کشش پیچ برای نمونه‌ها با دستگاه آزمون کشش تعیین شده است. نوآوری این مقاله استفاده از روش تحلیل مودال و تعیین رابطه‌ی آن با بیش‌ترین نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود است. در این مطالعه ۵ پیچ مورد آزمایش قرار گرفته که پارامترهای عمق پیچ، متغیر بودن تاج رزوه‌ی پیچ و خودکار بودن/نبودن پیچ در آن‌ها متفاوت است. بیش‌ترین گشتاور ورود، نیروی کشش و فرکانس طبیعی به ترتیب برابر با ۱۸۲ N.cm، ۹۹۲ N و ۱۹۱۶ Hz در پیچ با بدنه‌ی استوانه‌ای محاسبه شده است. با بررسی داده‌های به دست آمده مشاهده شده است که یک رابطه‌ی خطی بین بیش‌ترین نیروی کشش پیچ و گشتاور پیچ وجود دارد. با توجه به عدم وجود معناداری در داده‌های فرکانس طبیعی و نیروی کشش پیچ بین پیچ‌های دارای نوک خودکار و غیر خودکار (مقایسه‌ی پیچ‌های ۳ و ۴ و پیچ‌های ۱ و ۵)، استفاده از پیچ‌های خودکار یک مزیت به شمار می‌رود. روند صعودی یا نزولی پارامترهای وابسته در هر سه روش بیش‌ترین گشتاور ورود، بیش‌ترین نیروی کشش پیچ و فرکانس طبیعی یک‌سان است که با توجه به غیرمخرب بودن روش آنالیز مودال می‌تواند یک مزیت برای استفاده در جراحی‌های درون تنی باشد.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

کد پستی ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳ تلفن +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۹

پست الکترونیک a.hashemi@aut.ac.ir دورنگار +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۹



۱- مقدمه

از استاندارد ASTM F543-17 استفاده شده است [۱۹]. این روش، یک روش تهاجمی و مخرب است [۲۰]، از این رو یافتن یک روش قابل اطمینان و غیرمخرب برای ارزیابی پایداری پیچ می‌تواند در ارزیابی ثابت‌سازی ستون فقرات موثر باشد. آنالیز مودال فرایندی برای توصیف مشخصه‌های ذاتی یک ساختار است که این مشخصه‌ها همان مدهای سازه می‌باشند. هر مود توسط یک فرکانس طبیعی، ضریب میرایی و شکل مود تعریف شده که هر یک از آن‌ها به خواص ماده و ساختار سازه بستگی دارد. روش‌های مختلفی برای آنالیز مودال وجود داشته که تفاوت آن‌ها در نحوه‌ی تحریک سازه و وسیله‌ی ثبت پاسخ است [۲۱-۲۳]. در آنالیز مودال معمولاً یک کمیت (ISQ) در دستگاه (Osstell) به فرکانس طبیعی و میزان ثابت‌سازی مرتبط می‌شود. هرچه فرکانس به دست آمده بیش‌تر باشد، میزان تثبیت ایمپلنت نیز بیش‌تر است [۱۰].

از روش‌های اندازه‌گیری آنالیز مودال می‌توان به روش چکش ضربه و شتاب‌سنج و RFA^۲ اشاره کرد که از روش RFA در ساخت دستگاه Osstell استفاده شده است [۱۰]. این دستگاه می‌تواند به ارزیابی ثبات ایمپلنت دندان‌ی کمک کند [۲۴]. در مقالات زیادی به بررسی ارزیابی پایداری ایمپلنت توسط آنالیز مودال پرداخته شده است [۲۵]. در تحقیق بدیز و هم‌کارانش از روش آنالیز مودال جهت تشخیص پوکی استخوان تیپا استفاده شده و تاثیر مواد معدنی موجود در این استخوان بر فرکانس طبیعی استخوان مورد ارزیابی قرار گرفته است [۲۶]. هدف این مطالعه یافتن روشی غیرمخرب، قابل اطمینان، دقیق و قابل دسترس برای ارزیابی پایداری پیچ بوده و روش‌های ارزیابی پایداری پیچ مانند گشتاور ورود و آزمون نیروی کشش پیچ نیز بررسی شده است. یکی از اهداف این تحقیق یافتن ارتباط میان نیروی کشش پیچ و فرکانس آنالیز مودال است.

۲- مواد و روش‌ها**۲-۱- آماده‌سازی نمونه‌ها**

تعداد ۲۰ نمونه از استخوان ستون فقرات گوسفند ۱/۵-۲ ساله تهیه شده است. استخوان ستون فقرات گوسفند از آن جهت مورد استفاده قرار گرفته که بیش‌ترین شباهت را از لحاظ مکانیکی به ستون فقرات انسان داشته [۲۷] و همچنین برای استفاده‌ی علمی ذبح نشده است. یک ستون فقرات کامل گوسفند تهیه شده، سپس با تیغ جراحی تمام مهره‌ها از هم جدا شده، هر مهره به طور کامل تمیز شده (شکل ۱) و در دمای ۲۰- درجه‌ی سانتی‌گراد در فریزر نگهداری شده است. برای

درد در ناحیه‌ی کمر یک مشکل رایج پزشکی بوده که احتمال بروز آن در طول زندگی یک شخص برابر با ۵۰-۷۰ درصد است. هزینه‌ی درمان مشکل کمردرد در آمریکا حدود ۱۵-۵۰ میلیارد دلار تخمین زده شده است. اگر چه تا کنون دلیل مشخصی برای کمردرد یافته نشده است اما در اغلب موارد بی‌ثباتی ستون فقرات به عنوان مهم‌ترین دلیل بروز این مشکل در نظر گرفته می‌شود [۱]. در آکادمی جراحان ارتوپدی آمریکا بی‌ثباتی به عنوان یک پاسخ غیرطبیعی به بارهای اعمالی که با حرکت در بخش‌های حرکتی فراتر از محدودیت‌های فیزیولوژیک مشخص می‌شود، تعریف شده است. یکی از راه‌های درمان کمردرد، ثابت‌سازی ستون فقرات است [۲]. نتایج مقالات پیشین نشان داده که ثابت‌سازی با عمل جراحی در مقایسه با سایر روش‌ها مانند روش بدون عمل جراحی (مانند استفاده از ارتز) موثرتر است [۳، ۴]. پیچ‌ها از مهم‌ترین کاشتنی‌های درون بدن انسان بوده که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به ایمپلنت‌های دندان‌ی، پیچ‌های ارتوپدی، پیچ‌های ستون فقرات و پیچ‌های مورد استفاده در تعویض مفاصل اشاره کرد [۵].

از پیچ‌های ستون فقرات برای اولین بار در اواخر دهه‌ی ۱۹۵۰ میلادی استفاده شده است [۶، ۷]. پایداری پیچ در استخوان باعث کاهش زمان و هزینه‌ی درمان، کاهش مقدار خون‌ریزی و بازگشت سریع‌تر بیمار به زندگی روزمره می‌شود [۸]. پایداری و تثبیت استخوان به وسیله‌ی پیچ‌ها از دو منظر پایداری اولیه و ثانویه مورد مطالعه قرار گرفته است [۹، ۱۰]. پایداری اولیه بیان‌گر میزان درگیری پیچ با استخوان در هنگام ورود پیچ و پایداری سازه‌ی پیچ-استخوان بوده و پایداری ثانویه بیان‌گر میزان پایداری و درگیری پیچ با استخوان پس از انجام فرایند درمان، بازسازی و نوسازی استخوان است [۹]. پایداری پیچ به پارامترهایی مانند طول، گام، قطر، شکل رزوه و جنس پیچ و همچنین جنس و تراکم استخوان وابسته است [۱۱]. برای ارزیابی پایداری پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات می‌توان از آزمون‌های پیچش پیچ، نیروی کشش پیچ^۱ و گشتاور ورود [۲، ۱۲-۱۵]، عکس‌های رادیولوژی [۱۶] و بار خستگی [۱۷] استفاده کرد. در این مقاله نیروی کشش پیچ به صورت نیروی لازم جهت خارج کردن پیچ از بستر خود تعریف شده است. آزمون نیروی کشش پیچ در اکثر مطالعات به همراه آزمون گشتاور ورود انجام شده است [۱۲، ۱۴]، اگر چه در برخی از مطالعات نشان داده شده که ارتباطی بین این دو روش وجود ندارد [۱۸]. برای انجام آزمون نیروی کشش پیچ‌های ارتوپدی

^۲ Resonance Frequency Analysis^۱ Pull-Out Test



۲-۲- جای‌گذاری پیچ‌ها

از آن‌جا که هدف وارد شدن پیچ به استخوان اسفنجی بوده که در عمل‌های ستون فقرات در ناحیه‌ی خلفی قرار دارد [۲۸]، پیچ‌ها از سمت خلفی وارد پدیکل استخوان شده است. از طرفی قطر پیچ‌های مورد استفاده بزرگ‌تر از قطر پیچ مناسب برای مهره‌ی گوسفند بوده در نتیجه قسمت‌های زاید مهره با اره حذف شده و پیچ وارد پدیکل شده تا نتیجه‌ی بهتری به دست آید. طراحی پیچ و خواص ماده‌ی مورد استفاده در پیچ اهمیت زیادی دارد. هر چند پیچ‌ها طراحی ساده‌ای دارند اما کاربرد آن‌ها متفاوت است [۱۳-۱۵، ۲۹]. طراحی مختلف پیچ‌ها به این دلیل است که احتمال شکست مکانیکی آن‌ها در استخوان‌های مختلف کاهش یابد [۳۰]. در این پژوهش ۵ پیچ مورد آزمایش قرار گرفته (شکل ۱) که اطلاعات آن‌ها در جدول (۱) ارائه شده است. تمام پیچ‌ها از جنس تیتانیوم، با قطر ۶/۵ mm، میانگین طول ۴۵/۹ mm و ساخت آمریکا بوده و تفاوت آن‌ها در دو پارامتر پروفیل هسته و خودکار بودن/نبودن نوک پیچ است.

انجام هر آزمون نمونه‌ها به مدت ۱ ساعت بیرون از فریزر گذاشته شده تا با دمای آزمایشگاه هم‌دم شوند.



شکل (۱) - پیچ‌ها و نمونه‌های مورد آزمایش

جدول (۱) - مشخصه‌ی پیچ‌های مورد آزمایش با قطر دیستال و پروگزیمال ۶/۵ میلی‌متر، گام ثابت، پروفیل رزوه‌ی استوانه‌ای ثابت و ضخامت تاج رزوه^۱

شماره‌ی پیچ	طول پیچ (میلی‌متر)	پروفیل هسته	خودکار بودن ^۲	عمق	تعداد رزوه	وزن (گرم)	مدل و شرکت سازنده
۱	۴۳/۸	مخروطی متغیر	بله	متغیر	۱۲	۴/۰۲	SureLok, Pression Spine
۲	۴۷	ای ثابت استوانه	بله	ثابت	۱۴	۵/۱۴	Fortex, Xspine
۳	۴۶/۱	مخروطی متغیر	خیر	متغیر	۱۴	۴/۶۲	Xia, Medtronic
۴	۴۷/۲	مخروطی متغیر	بله	متغیر	۱۲	۴/۴۲	Sequoia, Zimmer
۵	۴۵/۳	مخروطی متغیر	خیر	متغیر	۱۲	۴/۵۰	CREO, Globus Medical

اغتشاشات محیط و هم‌چنین صدای فلزات اطراف مانند گیره در فرکانس طبیعی کاهش یابد. در مرحله‌ی بعد با چکش مخصوص ضربه^۴ (شکل ۲) ضربه‌هایی به پیچ زده شده و ضبط صدا با استفاده از یک میکروفون در فاصله‌ی ۱۰ سانتی‌متری از نمونه انجام شده است.



شکل (۲) - چکش مخصوص ضربه

نمونه‌ی مهره ابتدا به وسیله‌ی گیره محکم شده و سپس با متی ۵/۵ میلی‌متر به میزان ۱۵ میلی‌متر سوراخ شده است. سپس پیچ ال‌تی^۳ به وسیله‌ی گشتاورسنج دیجیتال به اندازه‌ی ۱۵ میلی‌متر در قسمت پدیکل استخوان وارد شده و حداکثر گشتاور ورود به استخوان اندازه‌گیری و ثبت شده است. سفت شدن پیچ‌ها تا جایی ادامه پیدا کرده که طول درگیری پیچ با استخوان برابر با ۱۵ میلی‌متر شود.

۲-۳- آنالیز صدا

در این پژوهش از روش ضبط صدا با میکروفون دیجیتال از نمونه‌ی پیچ و استخوان پس از وارد کردن ضربه استفاده شده است. بدین منظور ابتدا نمونه‌ی استخوان-پیچ به وسیله‌ی گیره تثبیت شده و سپس عایق‌بندی صوتی صورت گرفته تا اثر

^۱ LT Lutron, TQ-8800, Japan

^۲ Brüel & Kjær, Code 8202, Denmark

^۳ Crest

^۴ Self-Tapping

نیروی کشش پیچ وارد بر قطعه به کمک نمودار نیرو-جابجایی (شکل ۴) به دست آمده است. در این آزمون، پیچ با نرخ ۵ میلی‌متربردقیقه طبق استاندارد ASTM-F543-17 بیرون کشیده شده و داده‌ها شامل نیروی کشش پیچ و حداکثر نیروی آن تا زمان خروج کامل پیچ از نمونه‌ی استخوان ثبت شده است.

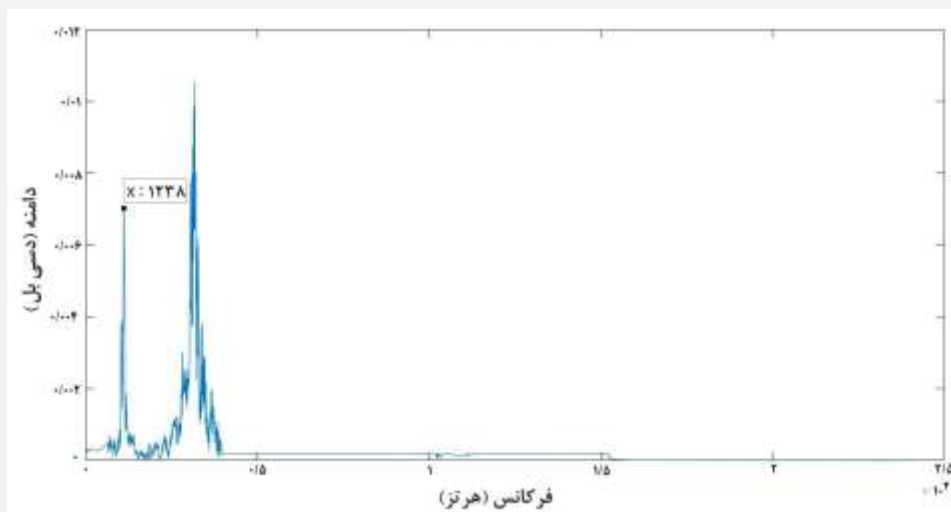
۲-۵- آنالیز آماری

در این پژوهش از تحلیل آماری واریانس^۳ یک‌طرفه (ANOVA) برای یافتن اختلاف بین داده‌های به دست آمده از آزمایش‌های گشتاور ورود، کشش پیچ و آنالیز مودال استفاده شده است. مقدار p-value‌های کم‌تر از ۰/۰۵ به عنوان نقطه‌ی معناداری در نظر گرفته شده است.

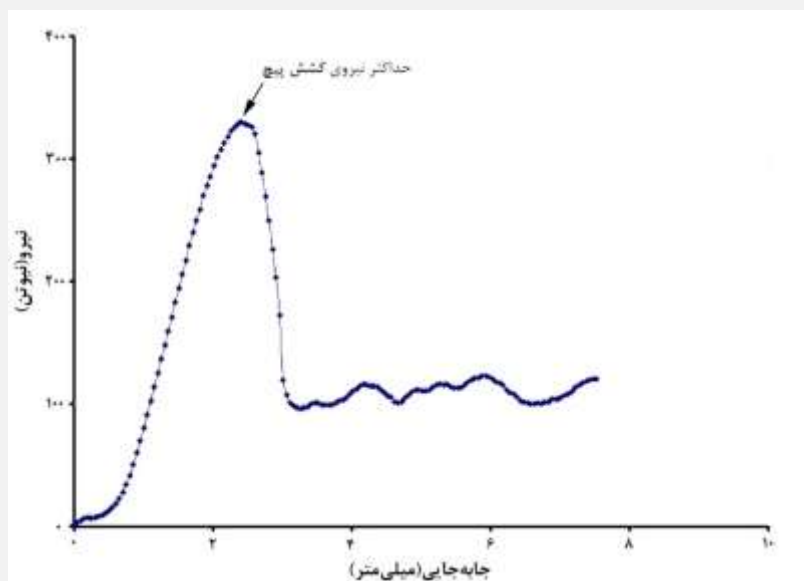
صداهاى ضبط شده به وسیله‌ی نرم‌افزار متلب اغتشاش‌گیری شده و سپس صداها از لحظه‌ی زدن ضربه به مدت ۰/۱ ثانیه جداسازی شده است. فرکانس طبیعی هر پیچ با استفاده از نرم‌افزار متلب^۱ و کدهای FFT استخراج شده است. در روش FFT پاسخ ضربه از حوزه‌ی زمان به حوزه‌ی فرکانس منتقل شده و اولین پیک در نمودار FFT به عنوان اولین مود ارتعاش در نظر گرفته شده است (شکل ۳).

۲-۴- آزمون نیروی کشش پیچ

برای به دست آوردن حداکثر نیروی کشش محوری برای بیرون آوردن پیچ از داخل استخوان از آزمون نیروی استحکام پیچ به کمک دستگاه تک‌محوره‌ی کشش^۲ استفاده شده است. حداکثر



شکل (۳) - نمونه‌ی یک FFT و فرکانس مود اول آن



شکل (۴) - نمودار نیروی کشش پیچ و نقطه‌ی حداکثر آن

^۳ Analysis of Variance

^۱ MATLAB R2017

^۲ Zwick-Roell, DTM, Germany

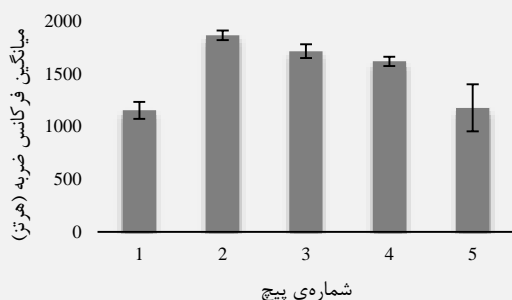


جدول (۳) - مقادیر p-value گشتاور ورود

پیچ	۱	۲	۳	۴	۵
۱	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۷۳۲	۰/۲۸۷	۰/۰۰۱
۲	۰/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰
۳	۰/۷۳۲	۰/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۲۳۲	۰/۰۰۰
۴	۰/۲۸۷	۰/۰۰۱	۰/۲۳۲	۱/۰۰۰	۰/۰۰۷
۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۷	۱/۰۰۰

در شکل (۷) مقدار میانگین سه فرکانس حاصل از آزمون آنالیز مودال بر حسب شماره‌ی پیچ نشان داده شده است. بیشینه‌ی مقدار فرکانس برای پیچ شماره‌ی ۲ برابر با 1863 ± 46 هرتز و کمینه‌ی مقدار فرکانس برای پیچ شماره‌ی ۱ برابر با 1152 ± 79 هرتز است. نتایج آنالیز آماری (جدول ۴) نشان می‌دهد که پیچ‌های ۱ با ۳ و ۴ دارای تفاوت معناداری نبوده و سایر گروه‌ها با یکدیگر تفاوت معنادار دارند.

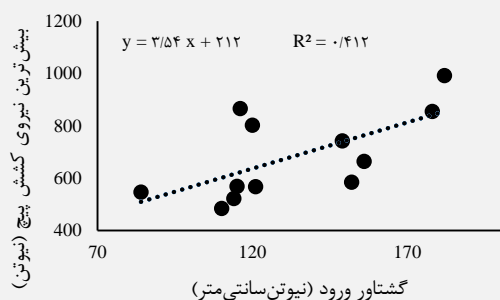
در شکل (۸) بیش‌ترین نیروی کشش پیچ بر حسب گشتاور ورود برای ۱۵ نمونه (هر پیچ ۳ مرتبه) مرتب شده و نقطه‌ها با خط $y = 3/54x + 212$ ($R^2 = 0/412$) برازش شده است.



شکل (۷) - نمودار میله‌ای میانگین فرکانس-شماره‌ی پیچ

جدول (۴) - مقادیر p-value فرکانس ضربه

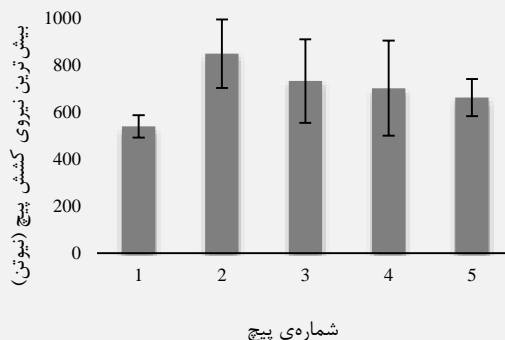
پیچ	۱	۲	۳	۴	۵
۱	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۸۷۴
۲	۰/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۳۴	۰/۰۰۲	۰/۰۰۶
۳	۰/۰۰۱	۰/۰۳۴	۱/۰۰۰	۰/۰۸۰	۰/۰۱۵
۴	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۸۰	۱/۰۰۰	۰/۰۲۸
۵	۰/۸۷۴	۰/۰۰۶	۰/۰۱۵	۰/۰۲۸	۱/۰۰۰



شکل (۸) - بیش‌ترین نیروی کشش پیچ بر حسب گشتاور ورود

۳- یافته‌ها

در شکل (۵) بیش‌ترین نیروی کشش پیچ بر حسب شماره‌ی پیچ مرتب شده است. بر این اساس، پیچ شماره‌ی ۲ حداکثر نیروی کشش پیچ برابر با 849 ± 146 نیوتن و پیچ شماره‌ی ۱ کم‌ترین میزان نیروی کشش پیچ برابر با 540 ± 48 نیوتن را دارد. نتایج حاصل از آنالیز آماری نیروی کشش پیچ بین گروه‌ها (جدول ۲) نشان می‌دهد که تنها پیچ ۱ و ۲ با مقدار سطح معناداری $0/0006$ با هم تفاوت معنادار دارند.

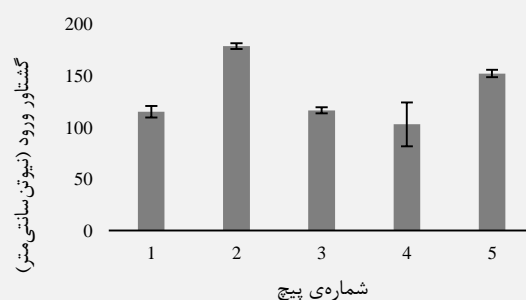


شکل (۵) - نمودار میله‌ای بیش‌ترین نیروی کشش پیچ

جدول (۲) - مقادیر p-value نیروی کشش پیچ

پیچ	۱	۲	۳	۴	۵
۱	۱/۰۰۰	۰/۰۲۵	۰/۱۴۳	۰/۴۱۰	۰/۰۸۲
۲	۰/۰۲۵	۱/۰۰۰	۰/۴۳۳	۰/۲۴۰	۰/۱۲۴
۳	۰/۱۴۳	۰/۴۳۳	۱/۰۰۰	۰/۶۲۲	۰/۵۷۰
۴	۰/۴۱۰	۰/۲۴۰	۰/۶۲۲	۱/۰۰۰	۰/۹۲۴
۵	۰/۰۸۲	۰/۱۲۴	۰/۵۷۰	۰/۹۲۴	۱/۰۰۰

در شکل (۶) بیشینه‌ی میزان گشتاور ورود بر حسب شماره‌ی پیچ مرتب شده است. پیچ شماره‌ی ۲ دارای بیش‌ترین مقدار گشتاور ورود برابر با $179 \pm 2/8$ نیوتن سانتی‌متر و پیچ شماره‌ی ۴ دارای کم‌ترین مقدار گشتاور ورود برابر با 103 ± 21 نیوتن سانتی‌متر است. پیچ‌های ۱ با ۳، ۱ با ۴ و ۳ با ۴ در نتایج آنالیز آماری گشتاور ورود (جدول ۳) تفاوت معنادار نداشته و سایر پیچ‌ها دارای تفاوت معنادار هستند.



شکل (۶) - نمودار میله‌ای گشتاور ورود بر حسب شماره‌ی پیچ

۴- نتیجه‌گیری و بحث

برای بررسی پایداری اولیه و ثانویه بوده که در بررسی استحکام ایمپلنت دندانی استفاده شده و در این‌جا نشان داده شده که در پیش‌بینی استحکام پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات نیز قابل استفاده است. آنالیز مودال روشی غیرمخرب است و قابلیت تکرار روی یک نمونه بدون آسیب به آن را دارد. اما روش‌های آزمون نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود روش‌هایی مخرب بوده و قابلیت انجام چندباره را ندارند. رابطه‌ی خطی بین گشتاور ورود و نیروی کشش پیچ در شکل (۸) برازش شده است که بر اساس آن مشاهده می‌شود که در این تحقیق نیز مانند مطالعات ایشیر، هاشمی و ساندن، با افزایش نیروی گشتاور ورود نیروی کشش پیچ نیز افزایش یافته و پیچ‌های مخروطی دارای نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود بیش‌تری هستند [۱۲، ۱۴، ۳۹].

کمیت‌های وابسته بین پیچ‌های مختلف (نیروی کشش پیچ، گشتاور ورود و فرکانس طبیعی پیچ از روش آنالیز مودال) از یک روند کاهشی یا افزایشی پیروی کرده که با توجه به غیرمخرب بودن روش آنالیز مودال، امکان استفاده از این روش در حالت‌های واقعی (جراحی‌ها) را فراهم می‌سازد.

۴-۱- محدودیت‌ها و پیشنهادها برای مطالعات آتی

در این پژوهش مهره‌های ستون فقرات از لحاظ اندازه و خواص با هم تفاوت داشته که این تفاوت باعث تأثیر در سوراخ‌کاری و نیروی کشش پیچ شده و بنابراین هر استخوان پس از مدتی خواص خود را از دست داده و برای آزمایش‌های بعدی مناسب نبوده است. هم‌چنین عدم وجود محیط آکوستیک مناسب و استاندارد باعث ایجاد اغتشاشات و ضبط آن‌ها در آزمون ضربه شده است. برای دقیق‌تر شدن نتایج حاصل از آنالیز مودال وجود محیط آکوستیک و یک میکروفون حساس‌تر کیفیت صدای ضبط شده را افزایش می‌دهد. مقایسه‌ی این نوع پیچ‌ها در استخوان متراکم نیز می‌تواند ترکیب استفاده از آن‌ها را در استخوان مشخص کند.

۵- سپاس‌گزاری

بخشی از هزینه‌های این تحقیق مدیون بودجه‌ی حمایتی صندوق علمی و فناوری ملی ایران با شماره‌ی ۹۷۰۱۴۲۱۴ از رساله‌ی دکتری نویسنده‌ی اول است.

۶- مراجع

- [1] Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):371-9.
- [2] Varghese V, Kumar GS, Krishnan V. Effect of various factors on pull out strength of pedicle

در این مطالعه از آنالیز مودال به عنوان روشی غیرمخرب برای اندازه‌گیری فرکانس طبیعی سیستم و سنجش پایداری اولیه‌ی پیچ‌های استخوان ستون فقرات استفاده شده است. هم‌چنین ارتباط بین آنالیز مودال، حداکثر نیروی کشش پیچ و بیشینه‌ی گشتاور ورود نیز سنجیده شده است. آزمون‌های نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود روش‌هایی مخرب بوده و رایج‌ترین روش‌ها برای تشخیص پایداری پیچ هستند [۱۵، ۲۱، ۲۲، ۳۱].

نتایج حاصل از آزمایش‌ها نشان می‌دهد که متغیر بودن عمق روزه باعث کاهش استحکام پیچ، نیروی کشش پیچ، گشتاور ورود و فرکانس طبیعی شده است (مقایسه‌ی پیچ ۱ با سایر پیچ‌ها). زیرا عمق در نظر گرفته شده برای درگیری پیچ و استخوان تنها استخوان اسفنجی را در بر گرفته و در استخوان اسفنجی هر چه عمق روزه بیش‌تر باشد (پیچ ۲) درگیری بهتری رخ می‌دهد. هم‌چنین فرکانس طبیعی نسبت به آزمون نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود در استحکام پیچ حساسیت بیش‌تری دارد. این نتایج با نتایج کراگ و هم‌کارانش [۳۲]، هوانگ و هم‌کارانش [۳۳]، چادزیستیکوز و هم‌کارانش [۳۴] و مه‌تا و هم‌کارانش [۳۵] مطابقت دارد.

با توجه به جدول (۱)، پیچ شماره‌ی ۳ و ۴ تنها در پارامتر خودکار بودن یا نبودن متفاوت هستند. هم‌چنین پیچ‌های ۱ و ۵ نیز در پارامتر خودکار بودن یا نبودن متفاوت بوده و در سایر پارامترهای طراحی تفاوت ندارند. از این رو می‌توان آن‌ها را به عنوان ملاکی برای بررسی پارامتر خودکار بودن در نظر گرفت. با توجه به مقادیر p-value ارائه شده در جدول‌های (۲) و (۴) به ترتیب مربوط به نیروی کشش پیچ و فرکانس طبیعی، مقدار p-value برای فرکانس طبیعی برای پیچ‌های شماره‌ی ۳ و ۴ برابر با ۰/۰۸ و برای پیچ‌های ۱ و ۵ برابر با ۰/۸۷ بوده که بیان‌گر عدم تفاوت معنادار بین این دو جفت پیچ است. هم‌مین مقایسه برای نیروی کشش پیچ نیز صادق است که به ترتیب برای پیچ‌های ۳ و ۴ و پیچ‌های ۱ و ۵ برابر با ۰/۶۲ و ۰/۰۸ می‌باشد. نتایج به دست آمده در مورد این پارامتر با مطالعه‌ی هیتچن و هم‌کارانش [۳۶] مطابقت دارد. از آن‌جا که خودکار بودن پیچ به جراح برای راحتی کاشت پیچ کمک کرده، زمان جراحی را کاهش داده و نیز وجود یا عدم وجود آن تغییرات قابل توجهی را به استحکام پیچ تحمیل نمی‌کند، استفاده از پیچ‌های دارای این ویژگی می‌تواند به تثبیت پیچ کمک کند [۳۷]. پارامتر طول پیچ در فرکانس طبیعی پیچ تأثیرگذار است و با توجه به مطالعه‌ی سیم و لنگ [۳۸] می‌توان دلیل وجود تفاوت معنادار در فرکانس را تفاوت در طول آن‌ها بیان کرد. آنالیز مودال روشی

- cadaveric spines. *Spine J.* 2013;13(8):947–56.
- [18] Ricci WM, Tornetta III P, Petteys T, Gerlach D, Cartner J, Walker Z, et al. A comparison of screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma.* 2010;24(6):374–8.
- [19] ASTM F543-07. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Annu B [Internet]. 2012;i(C):1–20. Available from: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Standard+Specification+and+Test+Methods+for+Metallic+Medical+Bone+Screws#0>
- [20] F543-07e1 A. Standard specification and test methods for metallic medical bone screws. ASTM International West Conshohocken, PA; 2007.
- [21] Westover L, Faulkner G, Hodgetts W, Raboud D. Advanced system for implant stability testing (ASIST). *J Biomech.* 2016;49(15):3651–9.
- [22] Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anatomy-Anatomischer Anzeiger.* 2015;199:30–5.
- [23] Rokn AR, Ghahroudi AARR, Mesgarzadeh A, Miremadi AA, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran).* 2011;8(4):186.
- [24] Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Vallecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(10):e538-46.
- [25] Harirforoush R. Dental implant stability analysis by using resonance frequency method. *Applied Science: School of Engineering Science;* 2012.
- [26] Bediz B, Özgüven HN, Korkusuz F. Measuring Structural Dynamic Properties of Human Tibia by Modal Testing. *Biomech Clin.* 2010;25(4):159–65.
- [27] Mageed M, Berner D, Jülke H, Hohaus C, Brehm W, Gerlach K. Is sheep lumbar spine a suitable alternative model for human spinal researches? Morphometrical comparison study. *Lab Anim Res.* 2013;29(4):183–9.
- [28] Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;227:10–23.
- [29] Lill CA, Schneider E, Goldhahn J, Haslemann A, Zeifang F. Mechanical performance of cylindrical and dual core pedicle screws in calf and human vertebrae. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006;126(10):686–94.
- [30] Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* screw in normal and osteoporotic cancellous bone models. *Med Eng Phys.* 2017;40:28–38.
- [3] Gibson JNA, Waddell G. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(20):2312–20.
- [4] Zarghooni K, Beyer F, Siewe J, Eysel P. The orthotic treatment of acute and chronic disease of the cervical and lumbar spine. *Dtsch Arztebl Int.* 2013;110(44):737.
- [5] Kruger GO. Textbook of oral and maxillofacial surgery. Mosby St. Louis; 1984.
- [6] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(203):7–17.
- [7] Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br.* 1959;41(2):248–59.
- [8] Duffy MF, Zigler JE. Lumbar Degenerative Disk Disease: Fusion Versus Artificial Disk. *Best Evid Spine Surg 20 Cardinal Cases.* 2012;70.
- [9] Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5(4):162–7.
- [10] Atsumi M, Park S-H, Wang H-L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5).
- [11] Rouhi G, Amani Hamedani M. A BRIEF INTRODUCTION INTO ORTHOPAEDIC IMPLANTS: SCREWS, PLATES, AND NAILS. In 2012.
- [12] Hashemi A, Bednar D, Ziada S. Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: an experimental study. *Spine J.* 2009;9(5):404–10.
- [13] Thompson JD, Benjamin JB, Szivek JA. Pullout strengths of cannulated and noncannulated cancellous bone screws. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;341:241–9.
- [14] Abshire BB, McLain RF, Valdevit A, Kambic HE. Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out. *Spine J.* 2001;1(6):408–14.
- [15] Vishnubhotla S, McGarry WB, Mahar AT, Gelb DE. A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws. *Spine J.* 2011;11(8):777–81.
- [16] Ninomiya K, Iwatsuki K, Ohnishi Y-I, Yoshimine T. Radiological evaluation of the initial fixation between cortical bone trajectory and conventional pedicle screw technique for lumbar degenerative spondylolisthesis. *Asian Spine J.* 2016;10(2):251.
- [17] Brasiliense LBC, Lazaro BCR, Reyes PM, Newcomb AGUS, Turner JL, Crandall DG, et al. Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in



- [36] Hitchon PW, Brenton MD, Coppes JK, From AM, Torner JC. Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(1):9-13.
- [37] Bickley MBT, Hanel DP. Self-tapping versus standard tapped titanium screw fixation in the upper extremity. *J Hand Surg Am*. 1998;23(2):308-11.
- [38] Sim CPC, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™ mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):598-604.
- [39] Sandén B, Olerud C, Larsson S, Robinson Y. Insertion torque is not a good predictor of pedicle screw loosening after spinal instrumentation: a prospective study in 8 patients. *Patient Saf Surg*. 2010;4(1):14.
- 2010;38(8):612-20.
- [31] Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. *Spine J*. 2004;4(5):513-8.
- [32] Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(3 Suppl):S84-99.
- [33] Huang H-M, Pan L-C, Lee S-Y, Chiu C-L, Fan K-H, Ho K-N. Assessing the implant/bone interface by using natural frequency analysis. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2000;90(3):285-91.
- [34] Jarvand M, Hashemi A. The effect of particulate calcium phosphate and crushed bone augmentations on pullout strength of pedicle screws. *J Biomater Tissue Eng*. 2015;5(1):45-9.
- [35] Mehta H, Santos E, Ledonio C, Sembrano J, Ellingson A, Pare P, et al. Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model. *Clin Biomech*. 2012;27(3):234-40.