

Evaluation of primary stability of spinal pedicle screws using modal analysis, conventional pull-out and insertion torque test

Mohammad Javad Einafshar¹, Pedram Mojgani², Seyed Ata Hashemi^{3*}

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

²B.Sc student, Biomechanical Eng. Group, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³Associate Professor, Biomechanical Eng. Group, Department of Biomedical Engineerin, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Received

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 R²⁰¹⁴ software and plotting the fast Fourier transform. Finally, tensile test was performed to obtain the ultimate pullout force. The innovation of this study was to use modal analysis method and to correlate its results with that of the ultimate pullout 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 1.82 Nm, 992 N and 1916 Hz, respectively, for the cylindrical pedicle screw. By comparing the obtained data, one can infer a linear relationship between the ultimate pull-out force and the peak insertion torque of the screw. Due to the lack of significant difference between the self-drilling and non-self-drilling tip screws, 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.

Keywords: Modal analysis, natural frequency, pull-out strength, insertion torque, self-tapping pedicle screws

Ata hashemi

Address: Biomechanic Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir university of Technology, P.O.Box: 10870-4413, Tehran, Iran

Tel: + 98 21- 75042379

Fax: + 98 21- 75042379

E-mail: A.hashemi@aut.ac.ir

تحلیل فرکانسی پایداری اولیه پیچ‌های ستون فقرات و مقایسه آن با روش‌های گشتاور ورود و نیروی کشش پیچ

محمدجواد عین افشار^۱، پدرام مژگانی^۲، سید عطاالله هاشمی^{۳*}

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

تاریخ دریافت مقاله: ...

چکیده

مشکل درد در ناحیه کمر یک مشکل رایج پزشکی است و تاکنون دلیل مشخصی برای آن یافت نشده است اما در اغلب موارد می‌توان به بی‌ثباتی ستون فقرات اشاره کرد. به‌منظور درمان مشکل کمردرد، ثابت‌سازی ستون فقرات انجام می‌گیرد. ثابت‌سازی ستون فقرات 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 فراوانی دارد. استحکام و پایداری پیچ در استخوان باعث کاهش زمان و هزینه درمان، کاهش مقدار خون‌ریزی و تسریع درمان بیمار می‌شود. به‌منظور ارزیابی پایداری پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات می‌توان به آزمون‌های پیچش پیچ، نیروی کشش پیچ، گشتاور ورود، بار خستگی و عکس‌های رادیولوژی اشاره کرد. در این پژوهش هنگام ورود پیچ به مهره ستون فقرات کمری گوسفند، با گشتاورسنج دیجیتال، بیشینه گشتاور ورود اندازه‌گیری شد، سپس به‌وسیله چکش مخصوص ضربه، ضربه‌ای به پیچ وارد شده و صدای تولیدشده به‌وسیله یک میکروفون دیجیتالی ضبط گردید. با پردازش سیگنال حاصل به‌وسیله نرم‌افزار MATLAB R2017 و رسم نمودار تبدیل فوریه‌ی سریع^۱، مود ارتعاشی پیچ به دست آمد. در نهایت، به‌وسیله دستگاه آزمون کشش، نیروی کشش پیچ برای نمونه‌ها تعیین شد. نوآوری این پژوهش استفاده از روش تحلیل مودال و تعیین رابطه‌ی آن با بیشترین نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود آن است. در این مطالعه ۵ پیچ مورد آزمایش قرار گرفتند که پارامترهای عمق پیچ، متغیر بودن تاج رزوه^۲ پیچ، خودکار^۳ بودن یا نبودن پیچ در آن‌ها متفاوت بود. بیشترین گشتاور ورود، نیروی کشش و فرکانس طبیعی به ترتیب ۱۸۲ نیوتن در سانتی متر، ۹۹۲ نیوتن و ۱۹۱۶ هرتز در پیچ با بدنه استوانه‌ای رخ داد. با مقایسه داده‌های به‌دست‌آمده، رابطه خطی بین بیشترین نیروی کشش پیچ و گشتاور پیچ تعیین شد. با توجه به عدم وجود معناداری بین پیچ‌های دارای نوک خودکار و غیر خودکار، احتمالاً استفاده از پیچ‌های خودکار ر یک مزیت

^۱ FFT

^۲ crest

^۳ Self-tap

* سید عطاالله هاشمی

نشانی: گروه مهندسی بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵.

تلفن: ۶۴۵۴۲۳۶۹ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۴۵۴۲۳۶۹ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: A.hashemi@aut.ac.ir

است. روند صعودی یا نزولی پارامترهای وابسته در هر سه روش بیشترین گشتاور ورود، بیشترین نیروی کشش پیچ و فرکانس طبیعی روندی یکسان است که با توجه به غیر مخرب بودن روش آنالیز مودال یک مزیت برای استفاده در جراحی‌ها می‌تواند باشد.

کلیدواژه‌ها: تحلیل مودال، فرکانس طبیعی، نیروی کشش پیچ، گشتاور ورود، پیچ‌های ارتوپدی خودکار

۱- مقدمه

آزمون نیروی کشش پیچ، در اکثر مطالعات به همراه آزمون گشتاور ورود انجام می‌گیرد [۱۲، ۱۴]؛ اگرچه برخی از مطالعات نشان داده که ارتباطی بین دو روش وجود ندارد [۱۸]. استانداردی که برای آزمون نیروی کشش پیچ‌های ارتوپدی مورد استفاده قرار می‌گیرد، استاندارد ASTM F۵۴۳-۱۷ است [۱۹]. این روش، یک روش تهاجمی و مخرب است [۲۰]. یافتن یک روش قابل اطمینان و همچنین غیر مخرب برای ارزیابی پایداری پیچ، می‌تواند کمک به سزایی در ارزیابی ثابت سازی ستون فقرات بکند.

آنالیز مودال فرایندی است که مشخصه‌های ذاتی یک ساختار را توصیف می‌کند. این مشخصه‌ها همان مودهای سازه هستند. هر مود توسط یک فرکانس طبیعی، ضریب میرایی و شکل مود تعریف می‌شود که هر یک از آن‌ها به خواص ماده و ساختار سازه بستگی دارند. روش‌های مختلفی برای آنالیز مودال وجود دارد و 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 ثابت سازی مرتبط می‌شود. هرآنچه فرکانس بدست آمده بیشتر باشد، میزان تثبیت ایمپلنت نیز بیشتر است [۱۰].

از روش‌های اندازه‌گیری آنالیز مودال می‌توان به روش چکش ضربه و شتاب سنج و RFA^۲ اشاره کرد که روش RFA در ساخت دستگاه Osstell، استفاده شده است [۱۰]. این دستگاه می‌تواند به ارزیابی ثبات ایمپلنت دندان، کمک کند [۲۴]. همچنین در مقالات متعددی به بررسی ارزیابی پایداری ایمپلنت توسط آنالیز مودال پرداخته شده است [۲۵]. در سال ۲۰۰۸ بدیز و همکارانش از روش آنالیز مودال جهت تشخیص پوکی استخوان تیپا استفاده کردند و تاثیر مواد معدنی موجود در استخوان تیپا بر فرکانس طبیعی استخوان مورد ارزیابی قرار گرفت [۲۶]. هدف این مطالعه یافتن روشی غیر مخرب، قابل اطمینان، دقیق، قابل دسترس برای ارزیابی پایداری پیچ است. از طرفی دیگر روش‌های ارزیابی پایداری پیچ مانند گشتاور ورود و آزمون نیروی کشش پیچ نیز در این مطالعه دیده شده است. یک از اهداف این تحقیق یافتن ارتباط میان نیروی کشش پیچ و فرکانس آنالیز مودال است.

مشکل درد در ناحیه کمر یک مشکل رایج پزشکی است. احتمال وجود درد در ناحیه کمر برای یک شخص در طول زندگی‌اش ۵۰ تا ۷۰ درصد است. درمان مشکل کمردرد در آمریکا حدود ۱۵ تا ۵۰ بیلیون دلار تخمین زده شده است. اگرچه تاکنون دلیل مشخصی برای مشکل درد در ناحیه کمر یافت نشده است اما در اغلب موارد می‌توان به بی‌ثباتی ستون فقرات اشاره کرد [۱]. بر اساس آکادمی جراحان ارتوپدی آمریکا، بی‌ثباتی به عنوان یک پاسخ غیر طبیعی به بارهای اعمال شده که با حرکت در بخش‌های حرکتی فراتر از محدودیت‌های فیزیولوژیک مشخص می‌شود، تعریف می‌شود. به‌منظور درمان مشکل کمردرد، ثابت سازی ستون فقرات انجام می‌گیرد [۲]. نتایج حاصل از مقالات نشان می‌دهد ثابت سازی با عمل جراحی در مقایسه با سایر روش‌ها مثل روش بدون عمل جراحی (مانند استفاده از ارتز) موفق‌تر بوده است [۳، ۴]. پیچ‌ها از مهم‌ترین کاشتنی‌های درون بدن انسان هستند. ایمپلنت‌های دندانی، پیچ‌های ارتوپدی، پیچ‌های ستون فقرات و پیچ‌های مورد استفاده در تعویض مفاصل همگی از کاربردهای پیچ‌ها هستند [۵].

پیچ‌های ستون فقرات، برای اولین بار، در اواخر دهه‌ی ۱۹۵۰ میلادی استفاده شدند [۶، ۷]. پایداری پیچ در استخوان باعث کاهش زمان و هزینه درمان، کاهش مقدار خون‌ریزی و بازگشت سریع‌تر بیمار به زندگی روزمره می‌شود [۸]. پایداری و تثبیت استخوان به وسیله‌ی پیچ‌ها از دو منظر مورد مطالعه قرار می‌گیرد؛ ۱. پایداری اولیه و ۲. پایداری ثانویه [۹، ۱۰]. پایداری اولیه یعنی در ورود پیچ داخل استخوان، میزان درگیری پیچ با استخوان چقدر است و چه پایداری برای سازه‌ی پیچ-استخوان تأمین می‌کند. پایداری ثانویه یعنی بعد از گذشت مدت مشخصی که فرآیند درمان، بازسازی و نوسازی استخوان انجام می‌شود، پایداری و درگیری پیچ با استخوان چه میزان خواهد بود [۹]. پایداری پیچ وابسته به پارامترهای طراحی آن از جمله طول پیچ، گام پیچ، قطر پیچ، شکل رزوه و همین‌طور ماده‌ی مورد استفاده در پیچ و جنس و تراکم استخوان است [۱۱]. برای ارزیابی پایداری پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات می‌توان از آزمون پیچش پیچ، آزمون نیروی کشش پیچ^۱، آزمون گشتاور ورود [۱۵-۲۰]، عکس‌های رادیولوژی [۱۶] و بار خستگی [۱۷] نام برد. نیروی لازم جهت خارج کردن پیچ از بستر خود را نیروی کشش پیچ نامیده و من بعد در متن از آن استفاده می‌شود.

^۲ Resonance frequency Analysis^۱ Pull-out test

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- آماده‌سازی نمونه‌ها

۲۰ نمونه از استخوان ستون فقرات گوسفند ۱/۵ تا ۲ ساله تهیه شد. استخوان ستون فقرات گوسفند از آن جهت مورد استفاده قرار گرفت که بیشترین شباهت را از لحاظ مکانیکی به ستون فقرات انسان دارد [۲۷] و در ضمن، برای استفاده‌ی علمی ذبح نشده است. یک ستون فقرات کامل گوسفند از قصابی گرفته شد، سپس با تیغ جراحی تمام مهره‌ها از هم جدا شدند و به‌طور کامل، هر مهره تمیز شد (شکل ۱). سپس، مهره‌ها در دمای ۲۰- درجه در فریزر نگهداری شدند. برای انجام هر آزمون نمونه‌ها به مدت ۱ ساعت بیرون گذاشته می‌شوند تا با دمای آزمایشگاه هم‌دم شوند.

۲-۲- جایگذاری پیچ‌ها

از آنجایی که هدف وارد شدن پیچ به استخوان اسفنجی است و در عمل‌های ستون فقرات که از این پیچ استفاده می‌شود، خلفی هستند [۲۸]، پیچ‌ها را از سمت خلفی وارد پدیکل استخوان شده‌اند. از طرفی پیچ‌های مورد استفاده دارای قطری بزرگ‌تر از پیچ مناسب برای مهره گوسفند هستند در نتیجه قسمت‌های زائد مهره با اره حذف شدند و پیچ وارد پدیکل مهره شد تا نتیجه مطلوب‌تری از آزمایش‌ها گرفته شود. طراحی پیچ و خواص ماده استفاده شده در پیچ از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. هرچند که پیچ‌ها از طرحی ساده برخوردار بوده ولی کاربردشان متفاوت هستند [۱۳-۱۵، ۲۹]. طراحی‌های مختلف پیچ‌ها به این منظور انجام می‌گیرد تا احتمال شکست مکانیکی پیچ‌ها را در استخوان‌های مختلف کاهش دهد [۳۰]. در این پروژه ۵ پیچ مورد آزمایش قرار گرفت (شکل ۱) که اطلاعات آن در جدول ۱ آورده شده است. تمامی پیچ‌ها از جنس تیتانیوم، دارای قطر ۶٫۵ میلی‌متر با میانگین طول ۴۵٫۹ میلی‌متر و ساخت آمریکا هستند (جدول ۱). تفاوت پیچ‌ها در دو پارامتر پروفیل هسته و خودکار بودن یا نبودن نوک پیچ چشمگیر است. نمونه مهره ابتدا به‌وسیله گیره محکم شده و سپس با مته‌ی ۵٫۵ میلی‌متر به میزان ۱۵ میلی‌متر سوراخ شد. سپس به‌وسیله گشتاورسنج دیجیتال پیچ (LT Lutron، TQ-۸۸۰۰، ساخت ژاپن) به‌اندازه‌ی ۱۵ میلی‌متر در قسمت پدیکل استخوان وارد و حداکثر گشتاور ورود به استخوان اندازه‌گیری و ثبت شد. سفت شدن پیچ‌ها تا جایی ادامه پیدا کرد که طول درگیری پیچ با استخوان ۱۵ میلی‌متر شود.

۲-۳- آنالیز صدا

در این پروژه از روش ضبط صدا با میکروفن دیجیتال از نمونه پیچ و استخوان پس از وارد کردن ضربه استفاده شد. ابتدا نمونه استخوانی که در آن پیچ مورد نظر فرورفته بود، به‌وسیله‌ی گیره در محل مورد نظر تثبیت و سپس عایق‌بندی صوتی شد تا اثر اغتشاشات محیط و همچنین صدای فلزات اطراف مانند گیره در فرکانس طبیعی کاهش یابد. در مرحله بعد با چکش مخصوص ضربه (کد ۸۲۰۲، Brüel & Kjær، دانمارک) که در شکل ۴ آمده است، ضربه‌هایی به پیچ زده شد و به‌وسیله میکروفونی که در فاصله ۱۰ سانتی‌متری نمونه قرار داشت، ضبط صدا انجام شد. صداهای ضبط شده به‌وسیله نرم‌افزار متلب اغتشاش‌گیری شدند و سپس صداها از لحظه زدن ضربه به مدت ۰/۱ ثانیه جداسازی شدند. با استفاده از نرم‌افزار MATLAB R۲۰۱۷ و کدهای FFT، فرکانس طبیعی هر پیچ استخراج شد. روش FFT روشی است که در آن پاسخ ضربه از حوزه زمان به حوزه فرکانس برده شده و اولین پیک در نمودار FFT، اولین مود ارتعاش است (شکل ۲).

۲-۴- آزمون نیروی کشش پیچ

برای اینکه حداکثر نیروی کشش محوری برای بیرون کشیدن پیچ از داخل استخوان به دست آورده شود، از آزمون نیروی استحکام پیچ به کمک دستگاه تک‌محوره کشش (مدل DTM ساخت کمپانی Zwick-Roell کشور آلمان) استفاده شد. با استفاده از نمودار نیرو - جابه‌جایی (شکل ۳)، بیشینه نیروی کشش پیچ وارد بر قطعه به دست آمد. در این آزمون، پیچ با نرخ ۵ میلی‌متر بر دقیقه طبق استاندارد ASTM-F۵۴۳-۱۷ است بیرون کشیده شد و داده‌ها شامل نیروی کشش پیچ و حداکثر نیروی آن تا زمانی که پیچ از نمونه استخوان به‌طور کامل بیرون آید، ثبت شدند.

۲-۵- آنالیز آماری

در این پروژه از تحلیل آماری واریانس^۱ یک‌طرفه یا به‌اختصار ANOVA برای یافتن اختلاف بین داده‌های به‌دست آمده از آزمایش‌های گشتاور ورود، کشش پیچ و آنالیز مودال استفاده شد. مقدار p-value های کمتر از ۰٫۰۵ نقطه معناداری در نظر گرفته شد.

^۱ Analysis of Variance

۳- یافته ها

طبق شکل ۵ بیشترین نیروی کشش پیچ برحسب شماره پیچ مرتب شده است. پیچ شماره ۲، حداکثر نیروی کشش پیچ، (± 146) ۸۴۹ نیوتن را در بین پیچ‌ها دارد و پیچ شماره ۱، کمترین میزان نیروی کشش پیچ، (± 48) ۵۴۰ نیوتن را دارد. نتایج حاصل از آنالیز آماری نیروی کشش پیچ بین گروه‌ها (جدول ۴)، نشان می‌دهد که تنها پیچ ۱ و ۲ با مقدار سطح معناداری $0,00006$ هم تفاوت معنادار داشته‌اند.

در شکل ۶ بیشینه میزان گشتاور ورود برحسب شماره پیچ مرتب شده است. پیچ شماره ۲، دارای بیشترین مقدار گشتاور ورود، $(\pm 2,8)$ ۱۷۹ نیوتن در سانتی‌متر و پیچ شماره ۴، کمترین مقدار گشتاور ورود، (± 21) ۱۰۳ نیوتن در سانتی‌متر را دارد. پیچ‌های ۱ با ۳، ۱ با ۴ و ۳ با ۴ در نتایج آنالیز آماری گشتاور ورود (جدول ۲) تفاوت معنادار ندارند و پیچ‌های دیگر دارای تفاوت معنادار هستند.

در شکل ۷ مقدار میانگین سه فرکانس گرفته شده از آزمون آنالیز مودال برحسب شماره پیچ نشان داده شده است. بیشینه مقدار فرکانس برای پیچ شماره ۲، (± 46) ۱۸۶۳ هرتز و کمینه مقدار فرکانس برای پیچ شماره ۱، (± 79) ۱۱۵۲ هرتز است. نتایج آنالیز آماری (جدول ۳) نشان می‌دهد، پیچ‌های ۱ با ۵ و ۳ با ۴ دارای تفاوت معناداری نیستند و تمامی دیگر گروه‌ها با یکدیگر تفاوت معنادار دارند.

در شکل ۸ بیشترین نیروی کشش پیچ برحسب گشتاور ورود برای ۱۵ نمونه (هر پیچ سه مرتبه) مرتب شده است. نقطه‌ها با خط به معادله $y = 3,54x + 212$ ($R^2 = 0,412$) برازش شده است.

۴- نتیجه گیری و بحث

در این مطالعه آنالیز مودال به‌عنوان روشی غیر مخرب برای اندازه‌گیری فرکانس طبیعی سیستم و سنجش پایداری اولیه پیچ‌های استخوان ستون فقرات به کار گرفته شد. به‌علاوه ارتباط بین آنالیز مودال، حداکثر نیروی کشش پیچ و بیشینه گشتاور ورود سنجیده شد. آزمون نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود به‌عنوان روشی مخرب، رایج‌ترین روش 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 (مقایسه پیچ یک و سایر پیچ‌ها). دلیل این امر این است که عمق در نظر گرفته شده برای

درگیری پیچ و استخوان تنها استخوان اسفنجی را در بر گرفته است و در استخوان اسفنجی هر چه عمق روزه بیشتر باشد (پیچ شماره ۲) درگیری بهتری رخ می‌دهد. همچنین فرکانس طبیعی نسبت به آزمون نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود در استحکام پیچ حساسیت بیشتری دارد. نتایج فوق با مطالعه کراگ و همکارانش در سال ۱۹۹۰ [۳۲]، هوانگ و همکارانش در سال ۲۰۰۰ [۳۳]، چادزیستیکوز و همکارانش در سال ۲۰۰۹ [۳۴] و مه تا و همکارانش در سال ۲۰۱۲ [۳۵] مطابقت دارد. با توجه به نتایج آزمون آماری (جدول ۲، ۳ و ۴)، تفاوتی بین گشتاور ورود، فرکانس یا نیروی کشش پیچ بین نمونه‌های خودکار و غیر خودکار وجود ندارد در نتیجه پارامتر خودکار بودن یا نبودن در استحکام پیچ تأثیر ندارد. نتایج به‌دست‌آمده در مورد این پارامتر با مطالعه هیتچن و همکارانش در سال ۲۰۰۳ مطابقت دارد [۳۶]. از آنجایی که خودکار بودن پیچ به جراح برای راحتی کاشت پیچ کمک می‌کند و زمان جراحی را کاهش می‌دهد و از طرفی 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 کنند [۳۷]. پارامتر طول پیچ در فرکانس طبیعی پیچ تأثیرگذار است و با توجه به مطالعات سیم و لنگ در سال ۲۰۱۰ می‌توان دلیل تفاوت معناداری در فرکانس را تفاوت در طول آن‌ها بیان کرد [۳۸]. آنالیز مودال روشی است برای بررسی پایداری اولیه و ثانویه که در استحکام ایمپلنت دندان استفاده می‌شود و این مطالعه نشان می‌دهد که در پیش‌بینی استحکام پیچ‌های ارتوپدی و ستون فقرات نیز قابل استفاده است. این روش، روشی غیر مخرب است و قابلیت تکرار بر روی یک نمونه بدون هیچ‌گونه آسیبی به آن را دارد. در این روش می‌توان تمام فرکانس‌های طبیعی یک نمونه لذا این روش غیر مخرب بوده‌ولی روش آزمون نیروی کشش پیچ و گشتاور ورود روش‌هایی مخرب هستند و قابلیت انجام چند باره را ندارند. در شکل ۸، رابطه‌ی خطی بین گشتاور ورود و نیروی کشش پیچ برآزش شده است و در این تحقیق همانند مطالعات ایشیر، هاشمی و ساندن با افزایش نیروی گشتاور ورود، نیروی کشش پیچ نیز افزایش پیدا می‌کند 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 می‌کند که با توجه به غیر مخرب

بودن روش آنالیز مودال، امکان استفاده این روش در حالات واقعی (جراحی‌ها) را امکان می‌سازد.

۴-۱- محدودیت‌ها و پیشنهادهای برای مطالعات آتی

در این پژوهش مهره‌های ستون فقرات باهم از لحاظ اندازه و خواص تفاوت داشتند که تغییر اندازه، باعث تأثیر در سوراخ‌کاری و نیروی کشش پیچ می‌شد و هر استخوان بعد از مدتی خواص خود را از دست می‌داد و برای آزمایش‌های بعدی مناسب نبود. همچنین نبود محیط آکوستیک مناسب و استاندارد باعث ایجاد اغتشاشات و ضبط آن‌ها در آزمون ضربه می‌شد. برای دقیق‌تر شدن نتایج حاصل از آنالیز مودال وجود

محیط آکوستیک و یک میکروفون حساس‌تر باعث بهتر شدن کیفیت صدای ضبط شده می‌شود. مقایسه این نوع پیچ‌ها در استخوان متراکم نیز می‌تواند ترکیب استفاده آن‌ها را در استخوان مشخص کند.

۵- سپاسگزاری

بخشی از هزینه‌های این تحقیق مدیون بودجه حمایتی صندوق علمی و فناوری ملی ایران با شماره ۹۷۰۱۴۲۱۴ از رساله دکتری نویسنده اول است.

جدول ۱. مشخصه پیچ‌های مورد آزمایش با قطر دیستال و پروگزیمال ۶.۵ میلی‌متر گام ثابت، پروفیل رزوه استوانه‌ای ثابت و ضخامت تاج رزوه^۱

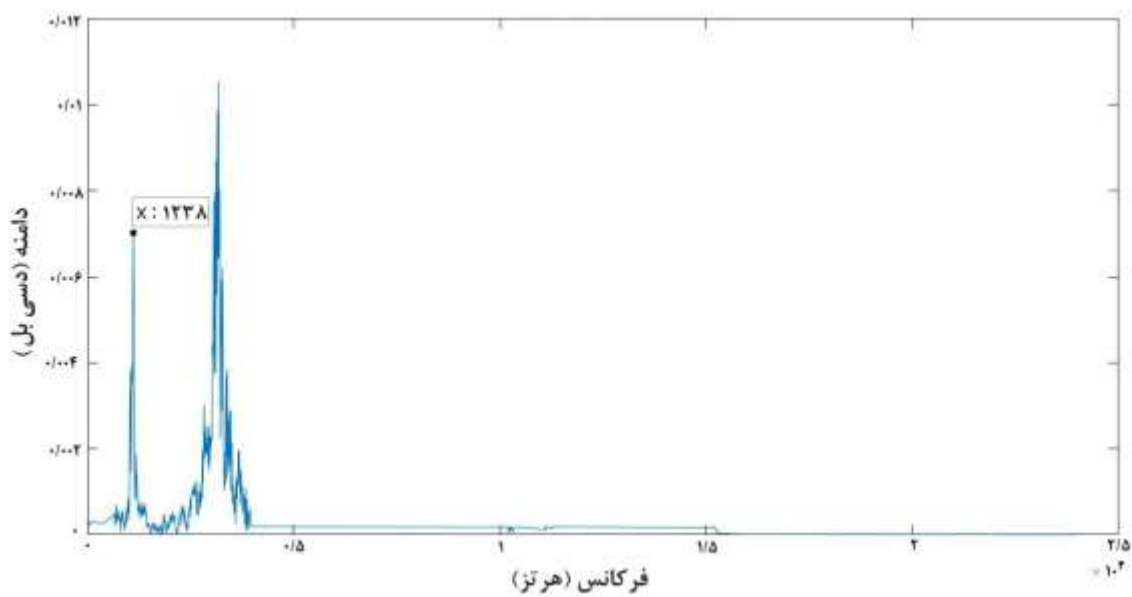
شماره پیچ	طول پیچ (میلی‌متر)	پروفیل هسته	خودکار بودن ^۲	عمق	تعداد رزوه	وزن (گرم)	مدل و شرکت سازنده
شماره ۱	۴۳.۸	مخروطی متغییر	است	متغییر	۱۲	۴.۰۲ گرم	SureLok, Pression spine
شماره ۲	۴۷	استوانه‌ای ثابت	است	ثابت	۱۴	۵.۱۴ گرم	Fortex, Xspine
شماره ۳	۴۶.۱	مخروطی متغییر	نیست	متغییر	۱۴	۴.۶۲ گرم	Xia, Medtronic
شماره ۴	۴۷.۲	مخروطی متغییر	است	متغییر	۱۲	۴.۴۲ گرم	Sequoia, Zimmer
شماره ۵	۴۵.۳	مخروطی متغییر	نیست	متغییر	۱۲	۴.۵۰ گرم	CREO, Globus Medical

^۲ Self-tapping

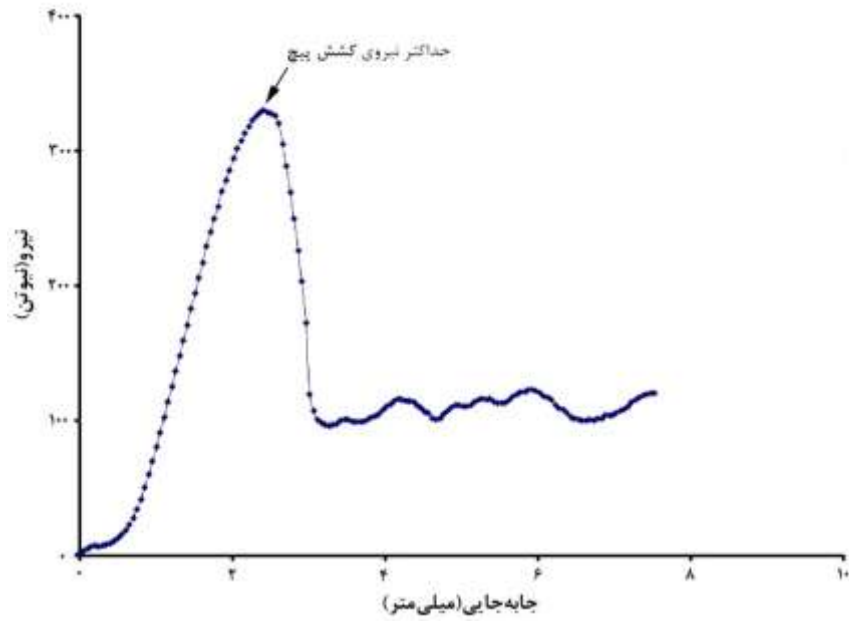
^۱ crest



شکل ۱. پیچ‌ها و نمونه مورد آزمایش



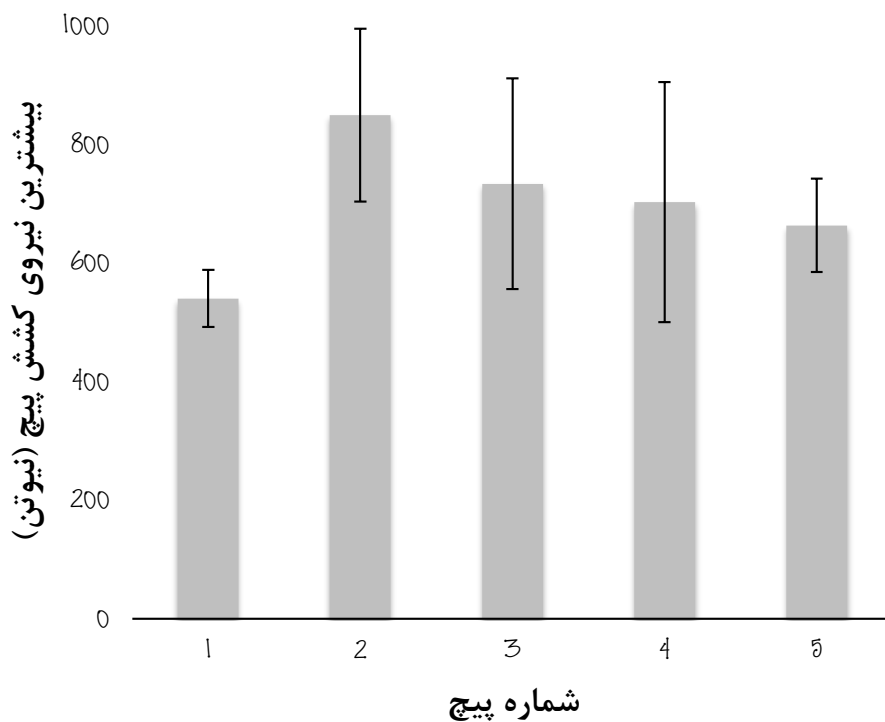
شکل ۲. نمونه یک FFT و فرکانس مود اول آن



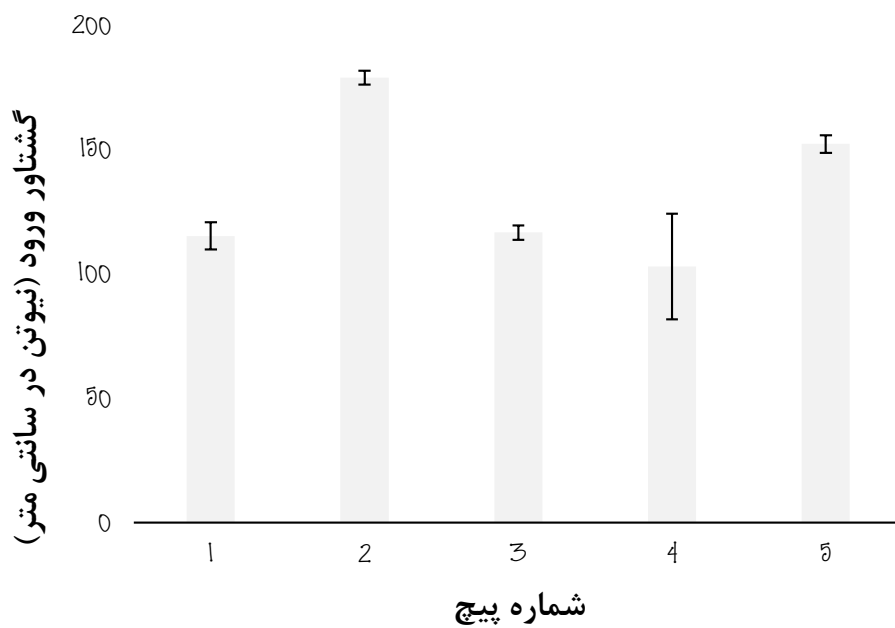
شکل ۳. نمودار نیروی کشش پیچ و نقطه حداکثر آن



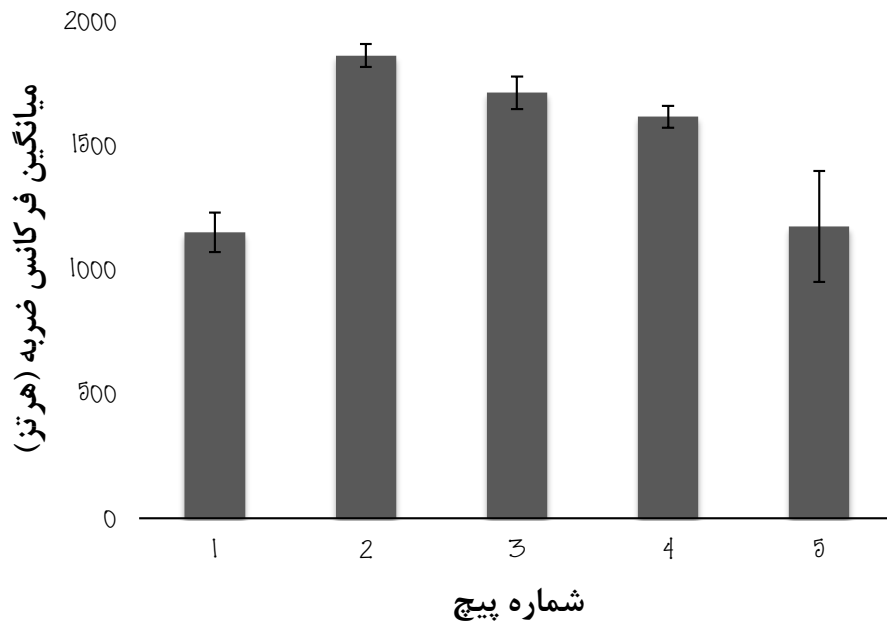
شکل ۴. چکش مخصوص ضربه



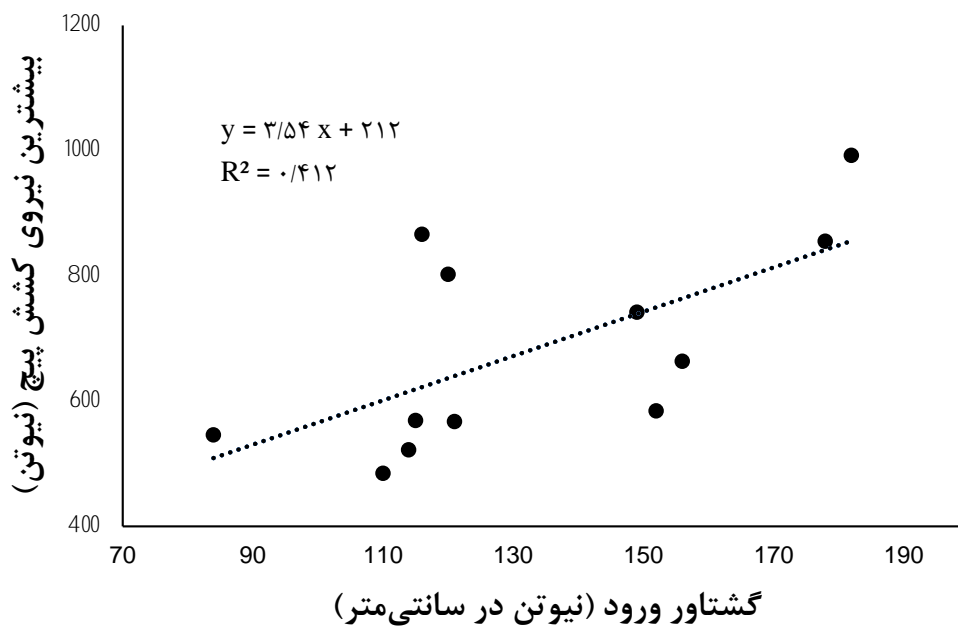
شکل ۵. نمودار میله‌ای بیشترین نیروی کشش پیچ برحسب شماره



شکل ۶. نمودار میله‌ای گشتاور ورود برحسب شماره پیچ



شکل ۷. نمودار میله‌ای میانگین فرکانس برحسب شماره پیچ



شکل ۸. خط برازش شده نقاط بیشترین نیروی کشش پیچ بر گشتاور ورود

جدول ۲. مقادیر P -value های گشتاور ورود

گشتاور ورود	پیچ ۱	پیچ ۲	پیچ ۳	پیچ ۴	پیچ ۵
پیچ ۱	۱,۰۰۰	۰,۰۰۰	۰,۷۳۲	۰,۲۸۷	۰,۰۰۱
پیچ ۲	۰,۰۰۰	۱,۰۰۰	۰,۰۰۰	۰,۰۰۱	۰,۰۰۰
پیچ ۳	۰,۷۳۲	۰,۰۰۰	۱,۰۰۰	۰,۲۳۲	۰,۰۰۰
پیچ ۴	۰,۲۸۷	۰,۰۰۱	۰,۲۳۲	۱,۰۰۰	۰,۰۰۷
پیچ ۵	۰,۰۰۱	۰,۰۰۰	۰,۰۰۰	۰,۰۰۷	۱,۰۰۰

جدول ۳. مقادیر P -value های فرکانس ضربه

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

جدول ۴. مقادیر P -value های نیروی کشش پیچ

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

- ۲۰۰۱؛۱(۶):۴۰۸-۱۴.
- [۱۵] 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.* ۲۰۱۱؛۱۱(۸):۷۷۷-۸۱.
- [۱۶] 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.* ۲۰۱۶؛۱۰(۲):۲۵۱.
- [۱۷] 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 cadaveric spines. *Spine J.* ۲۰۱۳؛۱۳(۸):۹۴۷-۵۶.
- [۱۸] 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.* ۲۰۱۰؛۲۴(۶):۳۷۴-۸.
- [۱۹] ASTM F۵۴۳-۰۷. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Annu B [Internet]. ۲۰۱۲;i(C):۱-۲۰. Available from: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Standard+Specification+and+Test+Methods+for+Metallic+Medical+Bone+Screws#>
- [۲۰] F۵۴۳-۰۷e۱ A. Standard specification and test methods for metallic medical bone screws. ASTM International West Conshohocken, PA; ۲۰۰۷.
- [۲۱] Westover L, Faulkner G, Hodgetts W, Raboud D. Advanced system for implant stability testing (ASIST). *J Biomech.* ۲۰۱۶؛۴۹(۱۵):۳۶۵۱-۹.
- [۲۲] 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.* ۲۰۱۵؛۱۹۹:۳۰-۵.
- [۲۳] 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).* ۲۰۱۱؛۸(۴):۱۸۶.
- [۲۴] Quesada-García MP, Prados-Sánchez E, Olmedo-Gaya MV, Muñoz-Soto E, González-Rodríguez MP, Valllecillo-Capilla M. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*
- [۱] Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* ۲۰۰۳؛۱۳(۴):۳۷۱-۹.
- [۲] Varghese V, Kumar GS, Krishnan V. Effect of various factors on pull out strength of pedicle screw in normal and osteoporotic cancellous bone models. *Med Eng Phys.* ۲۰۱۷؛۴۰:۲۸-۳۸.
- [۳] Gibson JNA, Waddell G. Surgery for degenerative lumbar spondylosis: updated Cochrane Review. *Spine (Phila Pa ۱۹۷۶).* ۲۰۰۵؛۳۰(۲۰):۲۳۱۲-۲۰.
- [۴] 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.* ۲۰۱۳؛۱۱۰(۴۴):۷۳۷.
- [۵] Kruger GO. Textbook of oral and maxillofacial surgery. Mosby St. Louis; ۱۹۸۴.
- [۶] Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res.* ۱۹۸۶؛(۲۰۳):۷-۱۷.
- [۷] Boucher HH. A method of spinal fusion. *J Bone Joint Surg Br.* ۱۹۵۹؛۴۱(۲):۲۴۸-۵۹.
- [۸] Duffy MF, Zigler JE. Lumbar Degenerative Disk Disease: Fusion Versus Artificial Disk. *Best Evid Spine Surg ۲۰ Cardinal Cases.* ۲۰۱۲؛۷۰.
- [۹] 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.* ۲۰۱۳؛۵(۴):۱۶۲-۷.
- [۱۰] Atsumi M, Park S-H, Wang H-L. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* ۲۰۰۷؛۲۲(۵).
- [۱۱] Rouhi G, Amani Hamedani M. A BRIEF INTRODUCTION INTO ORTHOPAEDIC IMPLANTS: SCREWS, PLATES, AND NAILS. In ۲۰۱۲.
- [۱۲] Hashemi A, Bednar D, Ziada S. Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: an experimental study. *Spine J.* ۲۰۰۹؛۹(۵):۴۰۴-۱۰.
- [۱۳] Thompson JD, Benjamin JB, Szivek JA. Pullout strengths of cannulated and noncannulated cancellous bone screws. *Clin Orthop Relat Res.* ۱۹۹۷؛۳۴۱:۲۴۱-۹.
- [۱۴] 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.*

- interface by using natural frequency analysis. Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology. ۲۰۰۰; ۹۰(۳): ۲۸۵-۹۱.
- [۳۴] Jarvand M, Hashemi A. The effect of particulate calcium phosphate and crushed bone augmentations on pullout strength of pedicle screws. J Biomater Tissue Eng. ۲۰۱۵; ۵(۱): ۴۵-۹.
- [۳۵] 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. ۲۰۱۲; ۲۷(۳): ۲۳۴-۴۰.
- [۳۶] 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 ۱۹۷۶). ۲۰۰۳; ۲۸(۱): ۹-۱۳.
- [۳۷] Bickley MBT, Hanel DP. Self-tapping versus standard tapped titanium screw fixation in the upper extremity. J Hand Surg Am. ۱۹۹۸; ۲۳(۲): ۳۰۸-۱۱.
- [۳۸] 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. ۲۰۱۰; ۲۱(۶): ۵۹۸-۶۰۴.
- [۳۹] 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 Λ patients. Patient Saf Surg. ۲۰۱۰; ۴(۱): ۱۴.
- ۲۰۰۹; ۱۴(۱۰): ۵۳۸-۴۶.
- [۲۵] Harirforoush R. Dental implant stability analysis by using resonance frequency method. Applied Science: School of Engineering Science; ۲۰۱۲.
- [۲۶] Bediz B, Özgüven HN, Korkusuz F. Measuring Structural Dynamic Properties of Human Tibia by Modal Testing. Biomech Clin. ۲۰۱۰; ۲۵(۴): ۱۵۹-۶۵.
- [۲۷] 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. ۲۰۱۳; ۲۹(۴): ۱۸۳-۹.
- [۲۸] Cotel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation in spinal surgery. Clin Orthop Relat Res. ۱۹۸۸; ۲۲۷: ۱۰-۲۳.
- [۲۹] 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. ۲۰۰۶; ۱۲۶(۱۰): ۶۸۶-۹۴.
- [۳۰] Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. J Dent. ۲۰۱۰; ۳۸(۸): ۶۱۲-۲۰.
- [۳۱] Inceoglu S, Ferrara L, McLain RF. Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque. spine J. ۲۰۰۴; ۱۴(۵): ۵۱۳-۸.
- [۳۲] Krag MH. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A review. Spine (Phila Pa ۱۹۷۶). ۱۹۹۱; ۱۶(۳ Suppl): S۸۴-۹۹.
- [۳۳] Huang H-M, Pan L-C, Lee S-Y, Chiu C-L, Fan K-H, Ho K-N. Assessing the implant/bone