



Investigation on Primary Stability of Dental Implants during Compressive Cyclic Loading-Unloading using μ CT Imaging, and Digital Volume Correlation (DVC) Method

Akhlaghi, Pedram¹ / Khorshidparast, Setareh¹ / Rouhi, Gholamreza^{2*} / Barikani, Hamidreza³

¹ - Researcher Engineer, Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - Assistant Professor, Dental Implant Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2021.528547.1690

Received: 9 May 2021

Revised: 6 July 2021

Accepted: 16 July 2021

KEYWORDS

Primary Stability
Bone-Implant Stiffness
In-Vitro Test
 μ CT Imaging
Digital Volume Correlation
Plastic Strain

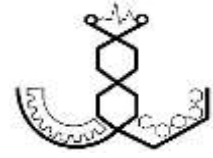
ABSTRACT

Primary stability is the initial mechanical engagement of the implant with its neighboring bone, which can be assessed through in-vitro assessment of stiffness and the ultimate load of the bone-implant complex. Implantation and the following loading on an implant after implantation, could cause mechanical damage in the peripheral bone, and subsequently, reduce the primary stability of the implant. This study aimed at finding the effects of damage induced in the bone through exerting compressive loading-unloading cycles on the primary stability of the bone-implant system. For this purpose, firstly, a cylindrical bone sample was extracted from the proximal part of a bovine tibia. After implantation and bone-implant preparation, a quasi-static compressive step-wise loading-unloading cycles, with a displacement rate of 0.0024 mm/s and displacement-controlled were applied to the bone-implant structure with the amplitudes of 0.04 mm to 1.28 mm. In each step, after unloading, μ CT images was captured from the bone-implant sample. Finally, the stiffness of the structure in each step and ultimate load were obtained from the mechanical test. The distribution of plastic stain in the bone due to loading-unloading of the construct was calculated using digital volume correlation, through correlating the μ CT images before and after each loading step. Results of this work showed that increasing the step-wise displacement amplitude from 0 to 0.96 mm caused a stiffness reduction of 40%, compared to the initial stiffness. Also, the digital volume correlation results showed that maximum plastic strain occurred in the neighboring bone in the crestal part of dental implant, and also increasing loading amplitude from 0.64 to 0.96 mm led to 1.5% increase in the maximum plastic strain. It is hoped that results of this kind of investigation can be helpful in optimizing the dental implants design, with the approach of increasing their stability.

*Corresponding Author

Address	Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	15875-4413	Tel	+98-21-64542380
E-Mail	grouhi@aut.ac.ir	Fax	+98-21-64542380





بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت‌های دندانی در بارگذاری-باربرداری فشاری متناوب با استفاده از تصاویر میکروسی تی و روش همبستگی حجمی دیجیتال

اخلاقی، پدram^۱ / خورشیدپرست، ستاره^۱ / روحی، غلامرضا^{۲*} / باریکانی، حمیدرضا^۳

- ^۱ - محقق، بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - استادیار، بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۳ - استادیار، مرکز تحقیقات ایمپلنت دندانی، دانشکده‌ی دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2021.528547.1690

پذیرش: ۲۵ تیر ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۵ تیر ۱۴۰۰

ثبت در سامانه: ۱۹ اردیبهشت ۱۴۰۰

واژه‌های کلیدی

چکیده

پایداری اولیه
سفتی ساختار ایمپلنت-استخوان
آزمون برون‌تنی
تصویربرداری میکروسی تی
روش همبستگی حجمی دیجیتال
کرنش پلاستیک

پایداری اولیه‌ی ایمپلنت عبارت است از اتصال اولیه‌ی مکانیکی میان ایمپلنت و استخوان که به صورت برون‌تنی با اندازه‌گیری سفتی و بار بیشینه‌ی ساختار استخوان-ایمپلنت قابل برآورد است. فرایندهایی مانند ایمپلنت‌گذاری و اعمال بار پس از ایمپلنت‌گذاری سبب ایجاد آسیب در استخوان اطراف ایمپلنت شده که منجر به کاهش پایداری اولیه می‌شود. هدف این مطالعه یافتن تاثیر آسیب‌های ایجاد شده در استخوان بر پایداری اولیه‌ی ساختار استخوان-ایمپلنت در بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای است. بدین منظور ابتدا یک نمونه‌ی استخوان اسفنجی استوانه‌ای شکل از بخش پروگزیمال استخوان ساق پای گاو جدا شده است. پس از وارد کردن ایمپلنت و آماده‌سازی نمونه‌ی استخوان-ایمپلنت، آزمون مکانیکی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای به شکل شبه‌استاتیک با نرخ 0.24 mm/s و به صورت جابه‌جایی-کنترل و مرحله به مرحله از دامنه‌ی 0.4 تا $1/28 \text{ mm}$ به ساختار استخوان-ایمپلنت اعمال شده است. در هر مرحله از جابه‌جایی پس از باربرداری، از نمونه‌ی استخوان-ایمپلنت تصاویر میکروسی تی (μCT) گرفته شده است. در نهایت سفتی ساختار در هر جابه‌جایی اعمالی و نیز بار نهایی آن از آزمون مکانیکی به دست آمده است. نحوه‌ی توزیع و مقدار کرنش پلاستیک در استخوان اسفنجی اطراف ایمپلنت نیز با مقایسه‌ی تصاویر μCT ساختار، پیش و پس از اعمال هر جابه‌جایی و با استفاده از روش همبستگی حجمی دیجیتال (DVC) محاسبه شده است. نتایج آزمون مکانیکی نشان داده که افزایش مرحله به مرحله‌ی دامنه‌ی بارگذاری از صفر تا 0.96 mm سبب کاهش ۴۰ درصدی سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت نسبت به سفتی اولیه‌ی آن شده است. نتایج تحلیل DVC نشان داده که اولاً بیشینه‌ی کرنش پلاستیک در استخوان اطراف ناحیه‌ی گردنی ایمپلنت ایجاد شده و ثانیاً افزایش دامنه‌ی بارگذاری از جابه‌جایی 0.64 تا 0.96 mm سبب افزایش $1/5$ درصدی بیشینه‌ی کرنش پلاستیک شده است. امید است نتایج این گونه تحقیقات در بهینه‌سازی طراحی ایمپلنت‌های دندانی با رویکرد افزایش پایداری آن‌ها کمک نماید.

*نویسنده‌ی مسئول

دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۸۰

۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

دورنگار ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۸۰

grouhi@aut.ac.ir



۱- مقدمه

در سال‌های اخیر علم دندان‌پزشکی رشد سریع و پیوسته‌ای را در زمینه‌های مختلف تجربه کرده که از مهم‌ترین آن‌ها تعریف پروتکل‌های توان‌بخشی پس از ایمپلنت‌گذاری با هدف رضایت بیمار از نظر راحتی، زیبایی و زمان کوتاه درمان است. در پروتکل‌های کلاسیک در طول دوره‌ی استئواینترگریشن^۱ نباید هیچ باری بر ایمپلنت وارد شود. معمولاً این دوره در فک پایین و بالا حدود ۴ تا ۷ ماه است. با این وجود در پروتکل‌های جدید، هدف اصلی کاهش زمان درمان و امکان بارگذاری ایمپلنت پیش از کامل شدن فرایند استئواینترگریشن است که با عنوان ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده^۲ شناخته می‌شود. لازمه‌ی موفقیت ایمپلنت‌گذاری با این روش، وجود سطوح مناسبی از پایداری اولیه‌ی ساختار ایمپلنت-استخوان است [۱].

پایداری ایمپلنت به معنای ظرفیت آن در تحمل انواع بارهای محوری، برشی و چرخشی وارد بر آن است. پایداری ایمپلنت معمولاً دارای دو فاز متوالی شامل پایداری اولیه و پایداری ثانویه است. پایداری اولیه مربوط به درگیر شدن ایمپلنت و استخوان بلافاصله پس از ایمپلنت‌گذاری و پیش از وقوع هر گونه فعالیت بیولوژیکی در استخوان اطراف ایمپلنت است. در این بازه‌ی زمانی پایداری ایمپلنت وابسته به عواملی نظیر طراحی ایمپلنت، روش ایمپلنت‌گذاری و کیفیت استخوان محل ایمپلنت‌گذاری است [۲]. از این رو پایداری اولیه دارای یک ماهیت کاملاً مکانیکی بوده و صرفاً پایداری مکانیکی را ارائه می‌دهد. از طرف دیگر پایداری ثانویه با فرایندهای ترمیم و استخوان‌سازی شروع شده و در نهایت پایداری بیولوژیکی را به ارمغان می‌آورد [۳].

پایداری اولیه از نظر تغییر شکل سیستم استخوان-ایمپلنت در دو سطح تغییر شکل‌های کوچک و بزرگ قابل بررسی است. در تغییر شکل‌های کوچک زمانی که تغییر شکل غالباً به صورت الاستیک بوده، سفتی اولیه‌ی ساختار به عنوان شاخصه‌ی سنجش پایداری اولیه در نظر گرفته می‌شود. در تغییر شکل‌های بزرگ که ساختار استخوان-ایمپلنت دارای تغییر شکل‌های ماندگار بوده، پایداری تحت تاثیر کرنش پلاستیک ظاهری^۳ در استخوان اطراف ایمپلنت است و بیشینه‌ی بار تحمل شده توسط ساختار، با نام بار نهایی^۴ به عنوان مشخصه‌ی سنجش پایداری اولیه در نظر گرفته می‌شود [۴].

کیفیت استخوان اطراف ایمپلنت مهم‌ترین عامل موثر بر پایداری اولیه بوده و منظور از کیفیت استخوان، کسر حجمی

استخوان^۵ و جهت‌گیری فضایی تیغه‌های استخوان اسفنجی است [۵]. فرایندهایی مانند ایمپلنت‌گذاری و بارگذاری روی ایمپلنت سبب ایجاد آسیب‌های مکانیکی در استخوان شده و در نهایت منجر به کاهش پایداری اولیه‌ی ایمپلنت می‌شود. در این‌جا منظور از آسیب مکانیکی، انحطاط خواص مکانیکی و کاهش کیفیت استخوان اطراف ایمپلنت است. از این رو بررسی چنین آسیب‌هایی در ارزیابی پایداری اولیه حائز اهمیت است.

یکی از روش‌های بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت‌دندانی، استفاده از بارگذاری-باربرداری دوره‌ای فشاری با دامنه‌ی افزایشنده بوده که پروتکل آن اقتباسی از استاندارد آزمون خستگی ایمپلنت‌های دندانی (ISO-14801) است [۶]. به طوری که مواردی نظیر شکل نهایی ساختار ایمپلنت-استخوان (برای استوانه‌ای بودن بستر ایمپلنت)، قرار گرفتن سرپوش روی اباتمنت به منظور شبیه‌سازی تاج دندان و زاویه‌ی قرارگیری سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در دستگاه بارگذاری، کاملاً بر اساس استاندارد مذکور پیاده‌سازی شده است. این استاندارد به صورت پروتکلی برای بررسی عمر خستگی ایمپلنت‌های دندانی تحت بارگذاری خارج از محور تعریف شده، جایی که استخوان اطراف ایمپلنت تحت بارهای فشاری و برشی قرار گرفته و به نحوی شبیه‌ساز بدترین حالت بارگذاری روی ایمپلنت دندانی در حالت فیزیولوژیک است [۷]. در این پروتکل، مقدار سفتی ساختار ایمپلنت-استخوان در هر جابه‌جایی اعمال شده و هم‌چنین بیش‌ترین نیروی تحمل شده توسط ساختار به عنوان نشان‌گرهای پایداری اولیه‌ی ایمپلنت در نظر گرفته می‌شود.

در این راستا در پژوهش ومارد و هم‌کارانش [۴] ارتباط میان سفتی و استحکام ساختار استخوان-ایمپلنت، به عنوان شاخصه‌های سنجش پایداری اولیه با مقدار نیروی سوراخ‌کاری استخوان^۶ پیش از ایمپلنت‌گذاری (شاخصه‌ی موثر پیش از ایمپلنت‌گذاری)، گشتاور ورود ایمپلنت و آنالیز فرکانس تشدید (شاخصه‌های موثر پس از ایمپلنت‌گذاری) مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور ۸۰ نمونه‌ی استخوان اسفنجی از مهره‌ی انسان و ساق گاو، با کسر حجمی استخوانی ۷ تا ۴۸ درصد، به شکل استوانه‌ای با قطر ۱۴ و طول ۱۹ میلی‌متر بریده شده است. پس از ایمپلنت‌گذاری، نمونه‌های استخوان-ایمپلنت تحت بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای به صورت شبه‌استاتیک قرار گرفته است. در نهایت مقدار سفتی کل و بار نهایی از نمودار نیرو-جابه‌جایی استخراج شده است. نتایج این

^۱ Ultimate Load^۵ Bone Volume Fraction^۶ Drilling Force^۱ Osseointegration^۲ Immediately Loading Implant^۳ Apparent Plastic Strain

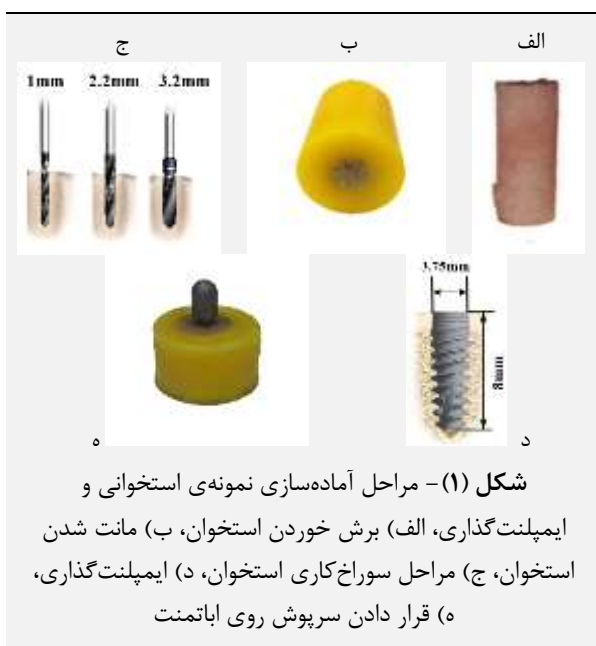
μ CT پرداخته شده است. ابتدا پیچ‌های استخوانی در داخل استخوان ران موش قرار داده شده و سپس تست خارج کردن با اعمال جابه‌جایی در راستای محور پیچ با نرخ ثابت 0.3 mm/min به صورت مرحله‌ای و در هر مرحله 0.15 mm جابه‌جایی به پیچ وارد شده است. پس از اعمال جابه‌جایی در هر مرحله، از ساختار استخوان-ایمپلنت تصویر μ CT گرفته شده است. در انتها با مقایسه‌ی تصاویر μ CT گرفته شده بین هر دو مرحله، میزان تغییر شکل و میدان کرنش در داخل استخوان با روش همبستگی حجمی دیجیتال محاسبه شده است. در این مطالعه روند شکستگی برای 30 تیغه‌ی استخوان اسفنجی در مجاور ایمپلنت، انتخاب شده به صورت تصادفی، بررسی شده و نشان داده شده است که 60% تیغه‌های استخوان اسفنجی در سطح تماس بین استخوان و ایمپلنت و 40% تیغه‌های استخوان اسفنجی در نواحی همسایگی ایمپلنت، طی تست خارج کردن ایمپلنت دچار شکست می‌شود. این تحقیق به صورت آزمایشگاهی توانسته است آسیب‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت را با دقت زیاد به صورت کیفی و کمی بر حسب کرنش پلاستیک محاسبه نماید [۱۲].

در یک مطالعه‌ی دیگر به بررسی اثر هندسه‌ی ایمپلنت و شرایط تماسی ایمپلنت و استخوان بر پایداری اولیه‌ی ایمپلنت و همچنین توزیع کرنش ایجاد شده در استخوان پرداخته شده است [۱۳]. بدین منظور ابتدا دندان‌های نیش 23 و 26 فک پایین جسد انسان خارج شده و پس از ایمپلنت‌گذاری، فک به نحوی برش خورده تا یک دندان در جهت مزیال^۶ و دیستال^۷ ایمپلنت باقی بماند. در ادامه ایمپلنت تحت بار فشاری با نرخ 1 mm/min تا رسیدن به نیروی بیشینه‌ی 150 نیوتن قرار گرفته است. به منظور یافتن توزیع کرنش ناشی از بار وارده بر ساختار ایمپلنت-استخوان، از روش DVC بر اساس تصاویر میکروسی‌تی به دست آمده قبل و بعد از بارگذاری استفاده شده است. توزیع سه‌بعدی کرنش در استخوان نشان داده است که تمرکز کرنش نه تنها در استخوان‌های در تماس مستقیم با ایمپلنت بلکه در نواحی استخوانی دورتر از ایمپلنت به خصوص در سمت باکال^۸ نیز ایجاد می‌شود. شواهد کلینیکی نیز موید این قضیه است که تمرکز کرنش در بخش استخوانی باکال اطراف ایمپلنت دندانی سبب فرسایش^۹ استخوان می‌شود [۱۳]. از این رو روش DVC می‌تواند یک ابزار مناسب و قابل اطمینان

تحقیق نشان داده که نیروی سوراخ‌کاری به خوبی با سفتی اولیه ($r^2=0.75$) و بار نهایی ساختار ($r^2=0.77$) مرتبط است. گشتاور ایمپلنت‌گذاری نیز ارتباط قوی‌تری با سفتی اولیه ($r^2=0.86$) و بار نهایی ($r^2=0.94$) نسبت به فرکانس تشدید ساختار استخوان-ایمپلنت (به ترتیب $r^2=0.77$ و $r^2=0.74$) دارد.

گروهی از محققان به بررسی آسیب‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت ناشی از وارد کردن پیچ‌های استخوانی پرداخته‌اند. در یک مطالعه اندازه و نواحی آسیب دیده در استخوان، پس از وارد کردن پیچ‌هایی با عمق رزوه‌ی 0.3 و 0.6 mm شناسایی شده است. تغییرات به وجود آمده در ریزساختار استخوان اطراف ایمپلنت، با منطبق کردن تصاویر میکروسی‌تی (μ CT) قبل و بعد از ایمپلنت‌گذاری به عنوان نواحی آسیب دیده در نظر گرفته شده است [۸]. نتایج این تحقیق نشان داده است که پیچ با عمق رزوه‌ی بزرگ‌تر نسبت به عمق رزوه‌ی کوچک‌تر سبب ایجاد آسیب بیش‌تر در استخوان اطراف ایمپلنت می‌شود. این مقاله توانسته است به صورت غیرتجانسی و سه‌بعدی آسیب‌های استخوانی ناشی از ایمپلنت را نشان دهد. یکی از روش‌های بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت، انجام آزمون‌های مکانیکی روی ساختار استخوان-ایمپلنت به همراه تصویربرداری μ CT است [۹]. با استفاده از تصاویر μ CT به دست آمده پیش و پس از اعمال بار و باروش همبستگی حجمی دیجیتال^۱ (DVC) می‌توان توزیع کرنش پلاستیک ایجاد شده در استخوان را در مقیاس ریزساختار و در سه‌بعد به دست آورد [۱۰]. روش همبستگی حجمی دیجیتال از دو دیدگاه محلی^۲ سراسری^۳ قابل بررسی است. در دیدگاه محلی حجم کل نمونه به زیرحجم‌های کوچک‌تر تبدیل شده که از نظر هندسی هیچ اتصالی به زیرحجم‌های اطراف خود ندارند. به بیان دیگر شرایط معادلات سازگاری^۴ در محاسبات کرنش در نظر گرفته نمی‌شود. از نتایج به دست آمده از این دیدگاه می‌توان به عنوان یک حدس اولیه برای روش سراسری استفاده نمود. در دیدگاه سراسری زیرحجم‌های مجاور به هم پیوند داشته و اندازه‌گیری میدان کرنش به صورت پیوسته انجام می‌شود. به همین دلیل نتیجه‌ی دیدگاه سراسری دقیق‌تر و قابل اعتمادتر است [۱۱]. در مطالعه‌ی [۱۲] به بررسی میدان تغییر شکل‌های ایجاد شده در تیغه‌های استخوان اسفنجی مجاور ایمپلنت با استفاده از آزمون مکانیکی خارج کردن^۵ ایمپلنت به همراه تصویربرداری

^۶ Mesial^۷ Distal^۸ Buccal^۹ Bone Loss^۱ Digital Volume Correlation^۲ Local^۳ Global^۴ Compatibility Equations^۵ Pull out Mechanical Test



سپس نمونه در ماده‌ی پلی‌متیل‌متاکریلات^۳ مانت^۴ شده است. علت این کار فراهم کردن فضایی برای تثبیت استخوان در زمان تست مکانیکی است. هم‌چنین یک لوله‌ی موئین در کنار استخوان در پلیمر مانت شده است.

فرایند دریل‌کاری از سه مرحله تشکیل شده که شامل سوراخ‌هایی با قطرهای ۱، ۲/۲ و ۳/۲ میلی‌متر و عمق ۸ میلی‌متر بوده که با سرعت ثابت ۱۰۰۰ دور بر دقیقه توسط جراح دندان‌پزشک طبق پروتکل ارائه شده توسط شرکت سازنده‌ی ایمپلنت ایجاد شده است. سپس ایمپلنت دندان‌ی (Bionik، تهران، ایران) به قطر ۳/۷ و طول ۸ میلی‌متر با گشتاور ورودی ۵۰ N.cm و سرعت چرخشی ثابت ۳۰ دور بر دقیقه وارد استخوان شده است. در انتها سرپوش طراحی شده مطابق با استاندارد ISO-14801 به منظور شبیه‌سازی تاج دندان روی اباتمنت^۵ قرار داده شده است. این کلاهک به دلیل هندسه‌ی نیم‌کروی خود از تمرکز تنش جلوگیری کرده و در عین حال نیروی اعمالی را مانند تاج ایمپلنت به آن منتقل می‌کند.

۲-۲- آزمون مکانیکی

آزمون مکانیکی انجام شده برگرفته از استاندارد ISO-14801 است [۷]. این استاندارد مربوط به تست خستگی ایمپلنت‌های دندان‌ی است اما به جای بارگذاری خستگی از بارگذاری-باربرداری تناوبی با دامنه‌ی بارگذاری افزاینده استفاده شده است [۴]. این تست می‌تواند اطلاعاتی نظیر سفتی باربرداری در

برای یافتن توزیع کرنش‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت در مقیاس ریزساختار باشد.

تا کنون رفتار دقیق ایمپلنت دندان‌ی در بستر استخوان مجاور آن به خوبی درک نشده و تحقیقات انجام شده در این زمینه بسیار محدود است. فرضیه‌ی تحقیق حاضر این است که میزان آسیب ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت دندان‌ی در اثر بارهای اعمال شده به ایمپلنت، با پایداری اولیه رابطه‌ی معکوس دارد چرا که پایداری اولیه وابسته به آسیب استخوان اطراف ایمپلنت بوده که همان کرنش پلاستیک به وجود آمده در اثر بار وارد شده به بستر استخوانی اطراف آن است. هدف این مطالعه، سنجش پایداری اولیه طی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای روی ساختار استخوان-ایمپلنت بر حسب سفتی سیستم و یافتن آسیب‌های به وجود آمده در استخوان اطراف ایمپلنت بر حسب کرنش پلاستیک است. بدین منظور ساختار استخوان-ایمپلنت به صورت برون‌تنی در چند مرحله تحت بار فشاری قرار گرفته و در هر مرحله از ساختار، تصاویر μ CT گرفته شده است. در این مطالعه برای اولین بار با استفاده از روش غیرمخرب DVC به بررسی تاثیر کرنش پلاستیک ایجاد شده در مقیاس ریزساختار استخوان اسفنجی روی پایداری اولیه‌ی ساختار استخوان-ایمپلنت پرداخته شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- آماده‌سازی نمونه

در این مطالعه یک نمونه‌ی استخوان اسفنجی از بخش پروگزیمال^۱ استخوان ساق گاو استخراج شده است. بدین منظور از بخش اپیفیزی^۲ دو برش استخوانی به صورت موازی با سطح مفصلی استخوان ایجاد شده و نمونه‌ی استوانه‌ای شکل به کمک گردبر از بخش اسفنجی استخوان خارج شده است. در این مطالعه فرض شده که استخوان اسفنجی ناحیه‌ی پروگزیمال ساق گاو دارای ساختار ناهمسان‌گرد معکوس است [۱۴]. در واقع جهت‌گیری غالب تیغه‌های استخوان اسفنجی در راستای محور طولی استوانه قرار داشته و این فرض از این رو حائز اهمیت است که یکی از عوامل ایجاد ناهمسان‌گردی نمونه‌ی استخوانی رفع خواهد شد. برای حذف تاثیر دو پارامتر ضخامت و چگالی استخوان قشری بر نتایج، این بخش از استخوان در نظر گرفته نشده است [۱۵]. در نهایت نمونه‌ی استخوانی با قطر ۱۵ و ارتفاع ۲۰ mm تهیه شده است (شکل ۱).

^۴ Mounted

^۵ Abutment

^۱ Proximal

^۲ Epiphysis

^۳ Poli Metyl Metacrylat

به دلیل کوچک بودن نرخ بارگذاری، زمان کل آزمون مکانیکی حدود ۱۷۵ دقیقه است. پس از هر مرحله بارگذاری-باربرداری، ۱۵ دقیقه به نمونه استراحت داده شده تا نیروهای پسماند موجود در استخوان در اثر بار وارد شده از طرف ایملپنت آزاد شود. از این طریق می‌توان از خطاهای ناشی از حرکت میکرونی تیغه‌های استخوان اسفنجی هنگام تصویربرداری میکروسی‌تی که سبب ایجاد آرتیفکت^۲ در تصاویر می‌شود جلوگیری کرد. خط سکانت^۳ خط مستقیم متصل کننده‌ی دو نقطه از یک تابع پیوسته بوده که نشان‌گر میانگین نرخ تغییرات^۴ آن تابع است. در این مطالعه برای پیدا کردن سفتی ساختار استخوان-ایملپنت در هر دامنه‌ی جابه‌جایی اعمال شده، خط سکانت سومین سیکل اعمال شده به عنوان سفتی ساختار استخوان-ایملپنت در نظر گرفته شده است. سفتی ساختار در جابه‌جایی ۰/۰۴ میلی‌متر به عنوان سفتی اولیه و در جابه‌جایی‌های بعدی به عنوان سفتی جاری در آن جابه‌جایی در نظر گرفته شده است. در نهایت با داشتن سفتی ساختار در هر جابه‌جایی، می‌توان مقدار 1-D را به صورت زیر محاسبه کرد [۴].

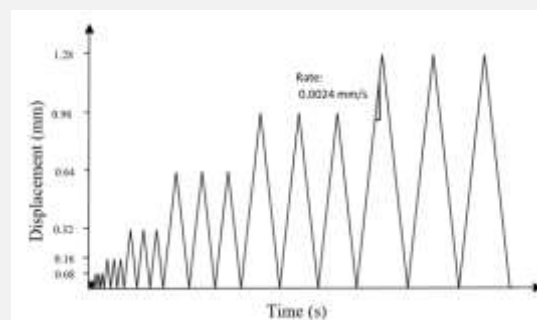
$$1-D = \frac{S_{Current}}{S_{Initial}} \quad (1)$$

در این رابطه D نشان‌گر پارامتر آسیب بوده و اندازه‌ی آن از ۰ تا ۱ متغیر است. هم‌چنین S_{Initial} و S_{Current} به ترتیب سفتی سکانت اولیه و سفتی سکانت جاری در دوره‌ی سوم در هر مرحله از بارگذاری است. بار نهایی ساختار، به عنوان اولین بیشینه‌ی نسبی مقدار نیرو در منحنی نیرو-جابه‌جایی در نظر گرفته شده و در این مطالعه به عنوان پارامتر سنجش پایداری اولیه در تغییر شکل‌های بزرگ مورد استفاده قرار گرفته است.

۲-۳- تصویربرداری میکروسی‌تی (μCT) و تحلیل همبستگی حجمی دیجیتال (DVC)

از ساختار استخوان-ایملپنت پیش و پس از هر مرحله‌ی بارگذاری، تصاویر μCT (LOTUS-inVivo، شرکت بهین نگاره، تهران، ایران) با رزولوشن^۵ ۴۰ میکرومتر (انرژی= ۸۰ kVp، جریان تیوب= ۱۰۰ μA) گرفته شده است. بدین منظور ابتدا بارگذاری و باربرداری در هر مرحله روی ساختار انجام شده و پس از گذشت حدود ۲۰ دقیقه، از نمونه تصویر μCT گرفته شده است. در ادامه از نرم‌افزار Avizo^۶ برای پردازش تصاویر و تحلیل DVC استفاده شده است. اولین مرحله در انجام تحلیل

هر دوره و بار نهایی را در اختیار قرار دهد. هم‌چنین می‌توان رفتار مکانیکی ساختار استخوان-ایملپنت را تا زمان رسیدن به واماندگی^۱ رصد کرد. بدین منظور یک سازه‌ی گیردار برای تثبیت نمونه‌ی استخوان-ایملپنت به صورت اختصاصی طراحی و ساخته شده است. برای شبیه‌سازی بیش‌ترین نیروی جویدن، طبق استاندارد ISO-14801، راستای اصلی نمونه با محور عمودی زاویه‌ی ۳۰ درجه دارد (شکل ۲). نمونه‌ی ایملپنت-استخوان با نرخ جابه‌جایی ۰/۰۰۲۴ mm/s به صورت جابه‌جایی-کنترل تا دامنه‌ی ۱/۲۸ mm به صورت افزایشی بارگذاری شده است. به منظور اطمینان از تکرارپذیری نتایج، هر دامنه‌ی جابه‌جایی در سه دوره‌ی متوالی بر ساختار اعمال شده است [۱۶]. آزمون مکانیکی این مطالعه با استفاده از دستگاه هیدرولیکی ژوئیک (Z050, Zwick\Roell, آلمان) و به صورت شبه‌استاتیک به منظور یافتن سفتی، بار نهایی و آسیب ساختار استخوان-ایملپنت انجام شده است (شکل ۳).



شکل (۲) - پروتکل آزمون مکانیکی شبه‌استاتیک بارگذاری-باربرداری فشاری با دامنه‌ی افزایشی و نرخ ۰/۰۰۲۴ mm/s به منظور اطمینان از تکرارپذیری آزمایش هر مرحله از بارگذاری سه بار تکرار شده و پس از اعمال هر دامنه‌ی جابه‌جایی، به ساختار استخوان-ایملپنت ۱۵ دقیقه استراحت داده شده است



شکل (۳) - آزمون مکانیکی، نحوه‌ی فرارگیری نمونه‌ی ایملپنت-استخوان در گیره و فک دستگاه بارگذاری

^۱ Average Rate of Change

^۵ Resolution

^۶ FEI Visualization Sciences Group

^۱ Failure

^۲ Artifact

^۳ Secant Line

استخوان اطراف ایمپلنت را اندازه‌گیری کرد. رفتار مشابهی نیز در رابطه با افت سفتی استخوان اسفنجی در بارگذاری دوره‌ای در مطالعه‌ی [۱۷] مشاهده شده است. بار منتقل شده از طرف رزوه‌های ایمپلنت به استخوان اطراف در شرایطی صورت می‌گیرد که پیش‌تر استخوان این ناحیه در اثر ایمپلنت‌گذاری دچار آسیب‌هایی شده است. این ناحیه مستعد تجمع سریع آسیب، تحت بارگذاری با دامنه‌ی بالا و تعداد دوره‌ی کم است. با توجه به منحنی نیرو-جاب‌جایی به دست آمده در مطالعه‌ی حاضر، سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت در بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای، پس از رسیدن به بار بیشینه‌ی ۱۳۵ N، به میزان ۴۰٪ سفتی اولیه دچار افت می‌شود. در مطالعه‌ی برون‌تنی انجام شده با اعمال بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای، مشابه مطالعه‌ی حاضر، روی ساختارهای استخوان-ایمپلنت با کسر حجمی استخوانی ۷ تا ۴۸ درصد، نیروی بیشینه بین ۵/۵ و ۴۵۶ نیوتن و کاهش سفتی ساختار بین ۳۰ تا ۴۰ درصد گزارش شده است [۴]. اگرچه آزمون مکانیکی استفاده شده در این مطالعه برای شبیه‌سازی شرایط دقیق فک انسان طراحی نشده اما با اعمال نیروی خارج محور ۳۰ درجه (شکل ۳)، در نظر نگرفتن استخوان قشری و همچنین عدم لحاظ کردن اثرات مربوط به حضور دندان‌های اطراف، رفتار ایمپلنت را در بحرانی‌ترین حالت شبیه‌سازی کرده است.

۳-۲- تحلیل همبستگی حجمی دیجیتال

آنالیز همبستگی حجمی دیجیتال برای سه مرحله‌ی بارگذاری متوالی ۰/۳۲، ۰/۶۴ و ۰/۹۶ میلی‌متر انجام شده است. از هر دو تصویر متوالی μ CT به عنوان ورودی تحلیل DVC برای محاسبه‌ی کرنش پلاستیک معادل در استخوان اطراف ایمپلنت استفاده شده است. توزیع و مقدار کرنش پلاستیک معادل ایجاد شده در استخوان در اثر افزایش دامنه‌ی بارگذاری از ۰/۳۲ به ۰/۶۴ میلی‌متر و از ۰/۶۴ به ۰/۹۶ میلی‌متر در شکل (۵) نشان داده شده است. بیشینه‌ی کرنش پلاستیک در لبه‌ی بالایی استخوان اطراف ایمپلنت ایجاد شده که ناشی از بار منتقل شده از طرف ایمپلنت به استخوان بوده و سبب تمرکز کرنش در استخوان این ناحیه شده است (شکل ۵).

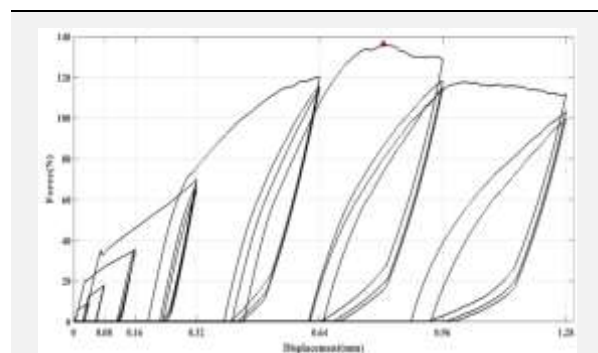
نتایج این تحقیق نشان می‌دهند که افزایش دامنه‌ی بارگذاری از جابه‌جایی ۰/۳۲-۰/۶۴ mm به جابه‌جایی ۰/۶۴-۰/۹۶ mm باعث افزایش بیشینه‌ی کرنش پلاستیک از ۱/۶٪ به ۳٪ می‌شود. افزایش بیشینه‌ی کرنش پلاستیک به مقدار ۱/۴٪ سبب کاهش متغیر افت آسیب (1-D) از ۸۰ به ۶۰ درصد سفتی اولیه

DVC، نگاشت^۱ تصاویر میکروسکوپی تی روی یکدیگر است. بدین منظور با استفاده از لوله‌ی موئین مانع شده در پلیمر اطراف نمونه‌ی استخوانی، تصاویری که قرار است با هم مقایسه شود به صورت فضایی روی هم منطبق شده و سپس تحلیل DVC روی آن‌ها انجام می‌شود. برای تحلیل DVC ابتدا میدان جابه‌جایی با استفاده از دیدگاه محلی محاسبه شده و سپس از میدان جابه‌جایی به دست آمده به عنوان حدس اولیه در روش سراسری، به منظور محاسبه‌ی میدان کرنش در استخوان استفاده شده است. ابعاد زیرحجم در تحلیل محلی، ۳۲ و کسل (۱۲۸۰ میکرومتر) و در تحلیل سراسری ابعاد مش ۵۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- آزمون مکانیکی

منحنی نیرو-جاب‌جایی حاصل از بارگذاری-باربرداری فشاری بر ساختار ایمپلنت-استخوان برای ۷ مرحله تا جابه‌جایی ۱/۲۸ mm در شکل (۴) نشان داده شده است.



شکل (۴)- منحنی نیرو-جاب‌جایی ساختار استخوان-ایمپلنت، نقطه‌ی قرمز نشان‌گر نیروی بیشینه است که پس از آن سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت افت قابل توجهی را تجربه می‌کند

افت یک‌باره‌ی مقدار نیروی بیشینه پس از جابه‌جایی ۰/۶۴ mm اتفاق افتاده که نشان‌گر شروع رشد آسیب و گسترش میکروتکرک‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت است. مقادیر سفتی اولیه و بار نهایی به ترتیب ۷۰۳ N/mm و ۱۳۵ N به دست آمده است. پارامتر 1-D نشان‌گر افت سفتی در هر مرحله از بارگذاری بوده که طبق رابطه‌ی (۱) مقدار آن برای ششمین مرحله‌ی بارگذاری یعنی جابه‌جایی ۰/۹۶ میلی‌متر برابر با ۶۰٪ به دست آمده است.

بارگذاری دوره‌ای ایمپلنت این امکان را فراهم می‌سازد تا بتوان کاهش سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت در اثر تجمع ترک در

^۱ Registration

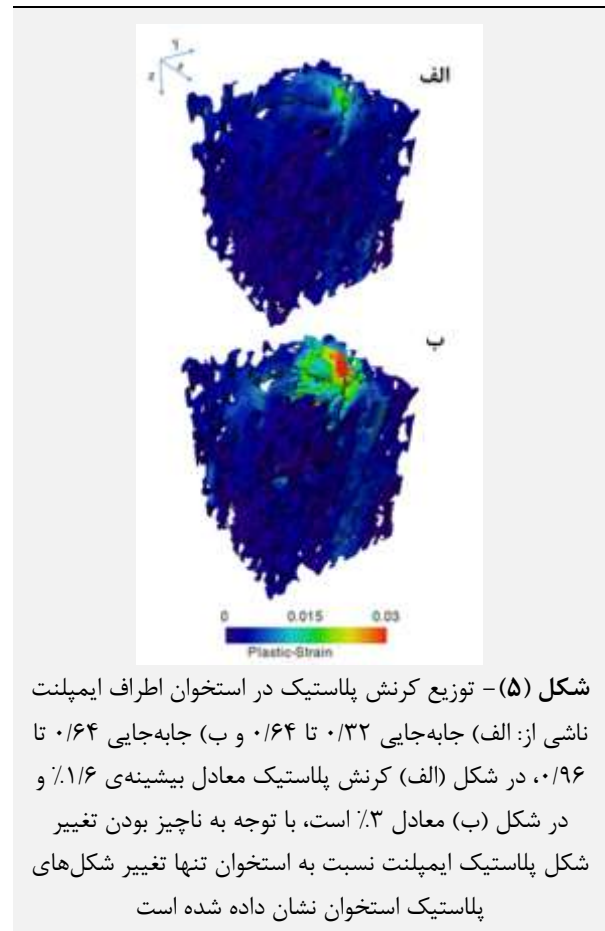
و بار نهایی سیستم ایمپلنت-استخوان ضمن بارگذاری-باربرداری فشاری، دارای هم‌خوانی قابل قبولی با مقادیر گزارش شده برای کاهش سفتی و بار نهایی در مطالعه‌ی مرجع [۴] است. محدودیت دیگر محاسبه‌ی توزیع کرنش پلاستیک با روش DVC تنها در جابه‌جایی‌های ۰/۳۲ تا ۰/۶۴ میلی‌متر و ۰/۶۴ تا ۰/۹۶ میلی‌متر است چرا که تغییر شکل‌های ایجاد شده در استخوان در اثر اعمال جابه‌جایی‌ها با دامنه‌ی کوچک (۰/۰۴)، ۰/۰۸ و ۰/۱۶ میلی‌متر) کوچک‌تر از رزولوشن ۴۰ میکرونی تصاویر μ CT تهیه شده در این تحقیق می‌باشد. محدودیت دیگر عدم بارگذاری مستمر روی نمونه بوده به طوری که در دامنه‌های مشخصی از جابه‌جایی، بارگذاری متوقف شده و نمونه برای تصویربرداری میکروسی‌تی از دستگاه تصویربرداری از دستگاه بارگذاری بوده که ممکن است سبب ایجاد خطاهای اجتناب‌ناپذیر بر نتایج شود.

۴- نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه یافتن توزیع کرنش پلاستیک در استخوان اطراف ایمپلنت از طریق انجام آزمون مکانیکی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای به منظور تحلیل پایداری اولیه ساختار استخوان-ایمپلنت است. سفتی اولیه ساختار استخوان-ایمپلنت، بار نهایی و مقدار افت سفتی سیستم استخوان-ایمپلنت با توجه به نمودار نیرو-جابه‌جایی حاصل از آزمون مکانیکی محاسبه شده است. میدان کرنش پلاستیک در مقیاس ریزساختار^۲ استخوان نیز با استفاده از مقایسه‌ی تصاویر μ CT پیش و پس از بارگذاری و با انجام تحلیل همبستگی حجمی دیجیتال به دست آمده است. نتایج نشان داده است که افزایش دامنه‌ی بارگذاری سبب افزایش آسیب‌های ایجاد شده در استخوان اطراف شده و در نتیجه باعث کاهش پایداری اولیه ساختار ایمپلنت-استخوان می‌شود. این موضوع با کمی‌سازی میزان افت سفتی و کرنش پلاستیک ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت مورد بررسی قرار گرفته است.

پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده از توزیع کرنش به دست آمده از تحلیل DVC برای بهینه‌سازی طراحی‌های ایمپلنت و اعتبارسنجی مدل‌های میکروالمان محدود بهره گرفته شود چرا که می‌توان با استفاده از مدل‌سازی المان محدود، زمان و هزینه‌ی انجام آزمون مکانیکی تجربی را کاهش داده و میزان تاثیر عواملی نظیر کسر حجمی استخوان، پارامترهای طراحی ایمپلنت و شرایط بارگذاری را در شرایط کنترل شده مورد

می‌شود. در مطالعه‌ی [۱۳] ایمپلنت دندانی تحت بار فشاری با نرخ ۰/۲ mm/min تا رسیدن به نیروی بیشینه‌ی ۱۵۰ N قرار گرفته است. در ادامه توزیع کرنش اصلی با استفاده از روش DVC در استخوان اطراف ایمپلنت محاسبه شده است. سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت حدود ۷۵۰ N/mm و کرنش پلاستیک بیشینه‌ی ۲ درصدی در استخوان اطراف ایمپلنت مشاهده شده است. نتایج این مطالعه به نحوی تایید کننده‌ی نتایج گزارش شده در مطالعه‌ی حاضر برای محدوده‌ی کرنش پلاستیک ایجاد شده در استخوان است.



شکل (۵)- توزیع کرنش پلاستیک در استخوان اطراف ایمپلنت ناشی از: الف) جابه‌جایی ۰/۳۲ تا ۰/۶۴ و ب) جابه‌جایی ۰/۶۴ تا ۰/۹۶، در شکل (الف) کرنش پلاستیک معادل بیشینه‌ی ۱/۱۶٪ و در شکل (ب) معادل ۳٪ است، با توجه به ناچیز بودن تغییر شکل پلاستیک ایمپلنت نسبت به استخوان تنها تغییر شکل‌های پلاستیک استخوان نشان داده شده است

یکی از محدودیت‌های این تحقیق استفاده از یک نمونه‌ی استخوانی است. یک مطالعه‌ی عددی نشان داده است که کسر حجمی استخوان اسفنجی اثر چشم‌گیری بر پایداری اولیه ساختار استخوان-ایمپلنت دارد [۱۸]. با این حال بررسی تاثیر کسر حجمی روی پایداری به جامعه‌ی آماری بزرگی نیاز داشته که این کار پرهزینه و زمان‌بر بوده و از دایره‌ی اهداف این پژوهش خارج است. محدودیت دیگر این تحقیق، تحت بارگذاری پیش‌شرط^۱ قرار نگرفتن ساختار استخوان-ایمپلنت قبل از انجام آزمون مکانیکی است. با این حال میزان افت سفتی

^۱ Tissue Scale

^۱ Pre-Conditioning

- [9] Steiner, J.A., Ferguson, "Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone." J. Biomech, Vol. 48, pp. 807-815, 2015.
- [10] B. K. Bay, "Texture correlation: a method for the measurement of detailed strain distributions within trabecular bone", research. Orthop. Res, vol. 13, no. 2, pp. 258-267, 1995.
- [11] Gillard, F., Boardman, R., "The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression." J. Mech. Behav. Biomed. Mater, Vol. 29, pp. 480-499, 2014.
- [12] Joffre, T., Isaksson, P., Procter, P., "Trabecular deformations during screw pull-out: a micro-CT study of lapine bone." Biomech. Model. Mechanobiol., vol. 16, no.4, pp. 1349-1359, 2017.
- [13] Du, Jing, Ji-Hyun Lee, "Biomechanics and strain mapping in bone as related to immediately-loaded dental implants." J. Biomech, Vol. 48, no. 12, pp. 3486-349, 2015.
- [14] Zysset, P. and A. Curnier, "A 3D damage model for trabecular bone based on fabric tensors." J. Biomech, vol. 29, no. 12, pp. 1549-1558, 1996.
- [15] Joffre, Thomas and et al., "Trabecular deformations during screw pull-out: a micro-CT study of lapine bone.", Biomech. Model. Mechanobiol., Vol. 16, no. 4, pp. 1349-1359, 2017.
- [16] Mirzaali, M.J., et al., Continuum damage interactions between tension and compression in osteonal bone. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2015. 49: p. 355-369.
- [17] Wolfram, U., Wilke, H.J, "Damage accumulation in vertebral trabecular bone depends on loading mode and direction." Journal of biomechanics, Vol. 44, pp. 1164-1169, 2011.
- [18] Wirth, A. J., Goldhahn, J., "Implant stability is affected by local bone microstructural quality". Bone, vol. 49, no. 3, pp. 473-478, 2011.

بررسی قرار داد. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود جهت توسعه‌ی تحقیق حاضر از تعداد نمونه‌های بیش‌تری استفاده شود. این موضوع امکان بررسی اثر کسر حجمی استخوان بر پایداری اولیه را فراهم می‌سازد. هم‌چنین استفاده از تصاویر μ CT با کیفیت بالاتر می‌تواند سبب افزایش دقت نتایج به دست آمده در خصوص کرنش پلاستیک ایجاد شده در استخوان شود.

۵- سپاس‌گزاری

نویسندگان نهایت سپاس و قدردانی را از اعضای محترم گروه آزمایشگاه بیومکانیک ارتوپدی و دندان‌ی (ODBL) دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر دارند. هم‌چنین بدین وسیله قدردانی خود را از آزمایشگاه پیش‌بالینی دانشگاه علوم پزشکی تهران در فراهم ساختن خدمات تصویربرداری میکروسکوپی و پردازش تصویر برای این پژوهش اعلام می‌دارند.

۶- مراجع

- [1] Tettamanti, L., "Immediate loading implants: review of the critical aspects". J Oral Implants., 2017. 10(2): p. 129.
- [2] Zhang, Q. H., S. H. Tan, "Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine." J. Biomech, Vol. 37, no. 4 pp. 479-485, 2004.
- [3] Szmukler-Moncler, S., H. Salama, Y. Reingewirtz, "Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature." J. Biomed. Mater. Res, Vol. 43, no. 2, pp. 192-203, 1998.
- [4] Voumard, Benjamin, Ghislain Maquer, Peter Heuberger, Philippe K. Zysset, and Uwe Wolfram. "Peroperative estimation of bone quality and primary dental implant stability", J. Mech. Behav. Biomed. Mater, vol. 92, pp. 24-32, 2019.
- [5] Haïat G, Hl Wang, Brunski J, "Effects of biomechanical properties of the bone implant interface on dental implant stability: from in-silico approaches to the patient's mouth." Annu. Rev. Biomed. Eng, vol. 16, no. 1, pp.187-213, 2014.
- [6] Uwe Wolfram and et al., "Damage Accumulation in Vertebral Trabecular Bone Depends on Loading Mode and Direction." J. Biomech, 2011.
- [7] Dentistry — Implants — Dynamic loading test for endosseous dental implants 14801. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2016.
- [8] Steiner, J. A., Ferguson, S. J., "Screw insertion in trabecular bone causes peri-implant bone damage." Med. Eng. Phys, Vol. 38, no. 4, pp. 417-422, 2016.