

ویژگی های بیومکانیکی ایمپلنت دندان با بارگذاری فوری و استئواینتراسیون

تزریقی به شاخ گوزن سیکا

چکیده

این مطالعه با هدف مقایسه ویژگی های ایمپلنت های دندان بیومکانیک بلافاصله بارگذاری شونده (OS) که روی شاخ گوزن کوهی سیکا جایگذاری شده و پایه ای برای ساخت یک مدل حیوانی جایگزین برای مطالعات ایمپلنت های دندان، صورت گرفته است. در هر شاخ دو ایمپلنت قرار داده شد. یکی از ایمپلنت ها که بلافاصله بارگذاری شد؛ توسط دستگاه بارگذاری ساخته شده بود و ایمپلنت دیگر با دستگاه کنترل بارگیری شد، بعد تخلیه شد. ایمپلنت های IL بعد از دوره های مختلف بارگذاری برداشته شدند. پس از اینکه شاخ ریخت، ایمپلنت های تخلیه شده (OS) برداشت شد. با اسکنر میکروتوموگرافی نمونه ها اسکن شدند و مدل های عنصر تا حدودی تولید شدند. روی ایمپلنت نیروی عمودی 10 نیوتن اعمال شد. مقایسه ای بین میانگین مقادیر حداکثر جابجایی، تنش و رویه ها انجام شد. نتایج نشان داد افزایش زمان بارگذاری، باعث افزایش قابل توجه چگالی بافت شاخ در اطراف ایمپلنت می شود. پس از ریختن شاخ، 3 جفت شاخ کوچک (شاخ سار) از شاخ های گوزن جمع آوری شد و تراکم بافت شاخ در تمام نمونه ها با ارزش مشابهی باقی ماند. حداکثر مقادیر جابجایی و تنش در ایمپلنت و تنش و سویه های بافت شاخ در مدل های OS کاملاً متفاوت بودند. به طور معنی دار تمام پارامترهای بیومکانیکی مدل IL در یک شاخ، بیشتر از مدل OS به مدل حیوانی شبیه بود ($P > 0.05$) و باعث توزیع وسیعی از مدل IL شده بود. می توان نتیجه گرفت ایمپلنت های وارد شده به شاخ گوزن سیکا، روند رشد و استخوانی شدن فرایند شاخ را از بین نمی برد و استفاده از مدل شاخ گوزن سیکا یک جایگزین امیدوارکننده برای مطالعات ایمپلنت است که نیازی به قربانی شدن حیوانات ندارد

کلمات کلیدی: ایمپلنت، شاخ گوزن کوهی سیکا، بارگذاری فوری، ایمپلنت ادغامی قوی

1. معرفی

با رشد جمعیت پیرامون جهان، در چند دهه گذشته، تقاضا برای جایگزینی دندان‌های از دست رفته با استفاده از ترمیم‌های ایمپلنت حفظ‌شده، افزایش چشمگیری یافته است. موفقیت بالینی درمان ایمپلنت بر پایه ایمپلنت ادغامی می‌باشد، که به عنوان ارتباط مستقیم بین استخوان زنده و ایمپلنت بدون تعامل با بافت فیبرینی تعریف شده است [1-3]. به طور متعارف، بارگذاری روی بازسازی ایمپلنت حفظ شده باید قبل از تبدیل به استخوان انجام شود. با این حال، بارگذاری بلافاصله ایمپلنت‌ها (IL) باعث کوتاه‌تر شدن زمان‌های بهبودی می‌شود و نشان دهنده ایمنی پایدار و میزان موفقیت ایمپلنت در مقایسه با بارگذاری ایمپلنت‌های تاخیری است. بعضی از مطالعات نشان داد که IL برای بارگذاری تاخیری مفید است، زیرا بارگذاری قادر به تحریک روند بهبودی است [4-6]. به نظر می‌رسد ایمپلنت‌های IL رضایت بیمار را افزایش دهند و از سختی استفاده از بازسازی موقت در فاز بهبودی نیز اجتناب کنند [7]. بنابراین، در حال حاضر روند استفاده از پروتکل بارگذاری فوری برای بازسازی ایمپلنت حفظ شده است.

در حالی که مدل‌های حیوانی به طور دقیق وضعیت بالینی مکانیکی و فیزیولوژیکی بالینی را نشان می‌دهند؛ آنها در تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی در موقعیت‌های بارگیری یا تخلیه به این دست‌آورد رسیدند که ایمپلنت‌ها بیش از حد قوی و طولانی مدت هستند و با کیفیت‌های مختلف بافت (مثلا استخوان نرمال سالم یا پوکی استخوان) و در سنین مختلف قابل استفاده می‌باشند [8]. هر مدل می‌تواند عامل مزایا و معایب منحصر به فردی باشد؛ بنابراین برای اهداف مختلف، مدل‌های متعددی برای آزمایش خصوصیات ایمپلنت و بافت اطراف آن در داخل وجود دارد. بالاخص، برای مطالعات انجام شده در مورد روند بازسازی استخوان در اطراف ایمپلنت‌های اپیلاسیون، مدل حیوانی باید دارای ویژگی‌های استخوانی مشابه با استخوان انسان باشد و مناسب برای قرار دادن ایمپلنت‌ها و اعمال بارگذاری باشد. با این حال، معایب اصلی برای مدل‌های موجود، بارهای کنترل نشده هستند که بر روی ایمپلنت‌ها و سرنوشت فداکار حیوانات اعمال می‌شود. به همین علت، استفاده از یک مدل حیوانی جدید که قادر به اعمال نیروی کنترل شده بر روی ایمپلنت وارد شده IL است و با رفتار حیوانات تداخل نداشته باشد قابل تحسین خواهد بود.

گوزن‌ها تنها پستاندارانی هستند که توانایی کامل احیاء یک عضو پیچیده را دارند. توانایی احیای دوباره به طور کامل ایجاد می‌شود. بازسازی تکراری شاخ‌های گوزن یک‌بار در هر سال و یا بیشتر به عنوان یکی از ویژگی‌های قابل توجه است، زیرا پستانداران پدیده‌هایی هستند که به طور کلی به عنوان ناتوان در بازسازی شناخته می‌شوند. رشد سالیانه شاخ و برگ گوزن‌ها به عنوان چیزی که در برابر قانون طبیعت نقش دارد در نظر گرفته می‌شود. [11]. فصل بهار آغاز چرخه سالانه رشد شاخ‌ها می‌باشد. پس از انقباض سریع و شکل‌گیری شاخه‌های جانبی در تابستان، شاخ‌ها به تدریج در اواخر تابستان یا پاییز استخوانی می‌شوند. فرآیند استخوانی شدن همراه با از دست دادن عروق خونی و اعصاب و ریخته شدن پوست مخملی اتفاق می‌افتد. در زمستان، شاخساره‌های استخوانی که بی‌حس هستند به طور قاطعانه به پایه ساقه متصل می‌شوند و برای تجدید قوام، تا بهار، شاخ‌ها یک دور دیگر شروع به «ریش» می‌کنند. [12]. این چرخه طول عمر مناسب را برای بررسی پروسه‌های بازسازی استخوان در اطراف ایمپلنت‌های داخل شاخ بدون به خطر انداختن حیوان فراهم می‌کند. علاوه بر این، شاخساره‌های گوزن نسبت به ترکیبات شیمیایی و ساختار فیزیولوژیکی شبیه به استخوان‌های انسانی هستند [13، 14]. علاوه بر این، به عنوان یک افزودنی مجمله مفصلی استخوانی عضلانی و مفصل [15، 16]، یک مدل جذاب برای بررسی روند بازسازی استخوان در اطراف ایمپلنت IL بدون تاثیر نیروهای خارجی (به جز گرانش) ارائه می‌دهد.

هدف اصلی این مطالعه، مقایسه ویژگی‌های بازسازی استخوان و ویژگی‌های بیومکانیک ایمپلنت‌های بلافاصله بارگذاری شده و ایمپلنت ادغامی دندان است که در شاخ گوزن قرار گرفته‌اند. ثانیاً، هدف این بود که پایه‌ای نظری برای ایجاد یک مدل حیوانات جایگزین برای مطالعه بازسازی استخوان در سراسر ایمپلنت‌های دندانی داشته باشیم.

2. مواد و روش‌ها

2-1- بیانیه رفاه حیوانات

همه حیوانات طبق سیاست‌ها و دستورالعمل‌هایی قرار می‌گیرند که توسط قانون رفاه حیوانات آلمان (TSchG)، آخرین اصلاح شده در تاریخ 3 دسامبر 2015)، نوشته شده که آنها توسط اداره دولتی منطقه حفاظت از طبیعت، محیط زیست و مصرف کنندگان نروژ به عنوان مقام صلاحیت‌دار هستند.

2-2- روش جراحی

در ماه ژوئیه سال جاری، شش گوزن 4 ساله نر سیکا را (در حیات وحش پارک هلدنال، آلمان) با استفاده از (۱/۲-۱/۵) میلی لیتر در مخلوط هلابران (100 میلی گرم کتامین و 125 میلی گرم زایلازین در هر میلی لیتر) بیهوش کردند. بیهوشی با توجه به روش های استاندارد [17، 18] پس از ضد عفونی کردن و بی حسی موضعی اضافی با لیدوکائین 3-5 میلی لیتر (لیدوکائین ب. برآین 2٪ ب. برآین میل سانگین، میل سانگین، آلمانی) انجام شد. با انجام برش طولی و عرضی فلپ مخملی افزایش یافت. براساس پروتکل جراحی سایت ایمپلنت، در موقعیتی در نزدیکی شاخه ای از گوزن، توسط حفره های متوالی به روش آبیاری استریل سالینی تهیه شد. در هر شاخ دو ایمپلنت در فاصله 2/5 سانتیمتر و ایمپلنت های ایمپلنت بافت (موسسه استراومن، ای جی، بازل، سوئیس) با طول 10 میلی متر و قطر 3/3 میلیمتر قرار داده شد. پس از دوختن برش، پروگزیمال ایمپلنت به طور عمودی از طریق یک دستگاه خود ساخته شده قفل شده، [19] بارگذاری شد، در حالی که شاخ های دیگر که تحت دستگاه کنترل بودند، بارگیری نشدند. بر روی شاخ های دیگر، موتور کنترل الکترونیکی توسط باندهای رنگی ثابت شد. برای تشخیص حیوانات، تارهای با رنگ های مختلف، آبی، نارنجی، زرد، قرمز و سیاه استفاده شد (شکل 1). در طی فاز دندان یک گوزن جان سالم به در برد. بعد از 2، 3، 4، 5 و 6 هفته، ایمپلنت های بارگذاری شده و بافت های اطراف به صورت تصادفی با یک تربیین از یک حیوان برداشته شد و زخم ها با موم استخوانی (موم استخوان اتیکون، جانسون و جانسون، هامبورگ، آلمان)، بخیه و باند محافظت شدند. در فرمالین بافر (4٪) نمونه ها ثابت ماندند. به علت استخوانی شدن، ایمپلنت های تخلیه شده در شاخ، باقی مانده بودند. در فصل زمستان، شاخساره ها پس از فرو ریختن جمع آوری شدند. در نهایت جمع آوری تنها سه جفت زرد، آبی، نارنجی و سیاه انجام شد. از زنجیرها دو جفت دیگر پیدا نشدند. بعداً به همراه نمونه اولیه، ایمپلنت بدون بارگذاری با بافت اطراف شاخ و بافت شاخ، را برای تحقیق بیشتر در بخش های مختلف قرار دادند.

2-3- تحلیل عددی

نمونه‌ها در یک اسکنر میکروتوموگرافی (اسکای‌اسکن 1174، میکروبروک‌سی‌تی، گنتیک، بلژیک) تهیه و اسکن شدند و با استفاده از 50 کیلو و 800 مگا وات، مرحله چرخش 0/25 درجه انجام شد. مجموعه داده‌ها بازسازی شدند. بعد از اسکن نمونه، فانتوم کالیبراسیون با تراکم شناخته شده هیدروکسی آپاتیت کلسیم (اسکای‌اسکن 1174، میکروبروک‌سی‌تی، گنتیک، بلژیک) در همان روز با استفاده از پارامترهای مشابه اسکن شد. سنجش تراکم استخوان (BMD) بافت شاخ (از جمله استخوان کورتیک و تربوکولر) با استفاده از (میکروبروک‌سی‌تی، گنتیک، بلژیک) محاسبه شد.

داده‌های اسکنر میکروتوموگرافی از نمونه‌های ایمپلنت به تقلید 18/0 وارد تحقیق شد. (متریالیز ان‌وی، لووان، بلژیک). بعدها، با ایجاد تعریفی از محدوده هونسفیلد¹ مختلف، از جمله ماسک ایمپلنت، بافت شاخ (از جمله استخوان کورتیک و استخوان تربوکولر) و مغز استخوان، سه ماسک ایجاد شد. پس از بازسازی، داده‌ها در 3 تحقیق ماتیک 10/0 (متریالیز ان‌وی، لووان، بلژیک) و سپس به مدل‌های عددی محدود (FE) با استفاده از عناصر چهار عاملی 4-گره تبدیل شدند. مدل‌های نهایی ایمپلنت بدون بارگذاری شامل 532، 709، 1، 116، 651، 532، 709 عنصر در نمونه‌های آبی، نارنجی و قوام سیاه و سفید، به ترتیب (شکل 2). تجزیه و تحلیل FE سه بعدی با استفاده از بسته نرم افزاری MSC.Marc/Mentat 2010 (رتبه‌بندی، نرم افزار، سانتا آنا، سی‌ای، ایالات متحده آمریکا). انجام شد. تمام مواد تصریح شده است که ایزوتروپیک و الاستیک خطی هستند. مدول یانگ بافت شاخ با استفاده از فرمول 20 محاسبه شد:

$$E = \begin{cases} 2014 \rho^{2/5} & \text{if } \rho \leq 1/25 \text{ g/cm}^3 \\ 1763 \rho^{3/2} & \text{if } \rho \leq 1/25 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

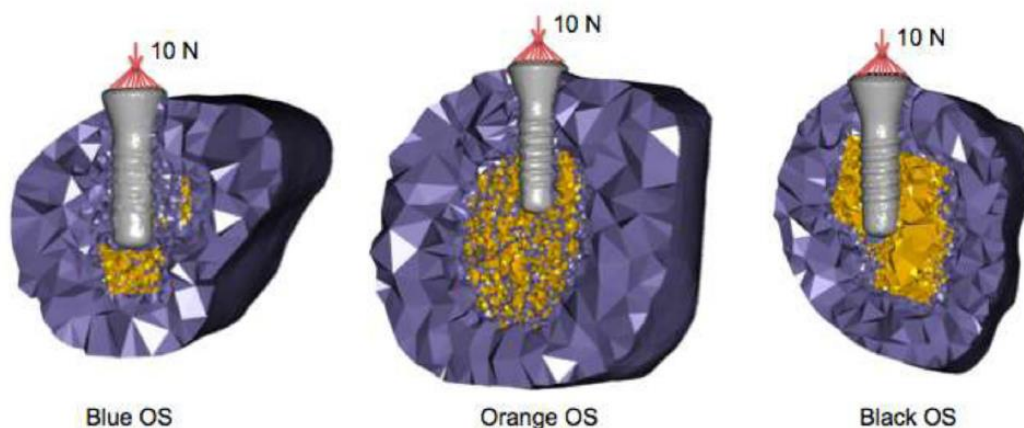
خواص مواد ایمپلنت (مواد ® روکستیل) و مغز استخوان که در این تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفت، از فهرست (21) آمده است.

1. توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی).

تماس اصطکاکی (ضریب اصطکاک $\mu = 0.3$) بین بافت انبره و ایمپلنت برای مدل‌های IL تعریف شد. وضعیت استخوان‌سازی بین بافت شاخ شده و ایمپلنت برای مدل‌های غیربارگذاری (OS) شبیه‌سازی شد. تمام مدل‌ها در تمام جهات در گره‌های جانبی و پایین بخش قهرمان محدود می‌شد. آنالوگ به رفتار بارگیری ایمپلنت در شاخ گوزن، نیروی عمودی 10 نیوتن، بر روی ایمپلنت اعمال شد. در مناطق حداکثر جابجایی، تنش‌ها و سویه‌ها، ده گره به صورت تصادفی انتخاب شدند و مقادیر آنها ثبت گردید. میانگین مقادیر ده گره به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار (SD) و مقایسه گردید.



شکل 1: هر حیوان دو ایمپلنت را در یک موقعیت نزدیک شاخه‌ای از گوزن (سمت چپ) دریافت کرد. یکی از ایمپلنت‌ها توسط یک دستگاه بارگیری مستقل بارگیری شد و دومین بار فرو رفت و باقی ماند (متوسط). یک نمونه از باند رنگی (سیاه) برای تعمیر موتور دستگاه بارگیری (راست) استفاده شد.



شکل 2. مدل عناصر محدود آجری، نارنجی و سیاه بخش شاخ گوزن. خاکستری: ایمپلنت؛ آبی: بافت روغنی اصلی در اطراف ایمپلنت در نمونه؛ زرد: مغز استخوان.

2-4- ارزیابی آماری

داده‌ها با استفاده از نرم افزار (شرکت آی‌بی‌ام، آرمونک، نیویورک، ایالات متحده آمریکا) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. یک روش تحلیل واریانس با آزمون مقایسه SNK^2 برای کشف تفاوت‌های جابجایی، استرس‌ها و سویه‌ها در نمونه‌های مختلف استخوان‌سازی استفاده شد. نمونه‌های مستقل از آزمون - تی برای تفاضل تفاوت‌های جابجایی، استرس‌ها و فشار بین دو نمونه IL استفاده شد. مقادیر بیومکانیک نمونه‌های OS و IL در یک حیوان با استفاده از آزمون دوتایی تی مقایسه شد. سطح معنی‌دار 0/05 انتخاب شد.

3. نتایج

3-1- تراکم استخوان و مدول یانگ از بافت شاخ

شاخ گوزن با آبی، نارنجی، زرد، قرمز و باند سیاه، به ترتیب، 2، 3، 4، 5، 6 هفته سریع بارگیری شد. همانطور که زمان بارگیری افزایش می‌یابد، تراکم استخوانی بافت شاخ شده در اطراف این گیاه به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. پس از ریختن شاخ، تراکم استخوان، بافت در نمونه‌هایی با ایمپلنت‌های استخوان‌ساز (آبی: $1/09 \text{ g/cm}^3$ و نارنجی: $1/26 \text{ g/cm}^3$ و سیاه $1/31 \text{ g/cm}^3$ و بدون ایمپلنت (آبی: $1/28 \text{ g/cm}^3$ و نارنجی: $1/20 \text{ g/cm}^3$ و سیاه $1/31 \text{ g/cm}^3$) در محدوده مشابهی قرار داشتند. برای شاخ نارنجی، تراکم استخوان، بافت اطراف ایمپلنت OS بالاتر از آن در طول ایمپلنت IL بود.

جدول 1: سنجش تراکم استخوان g/cm^3 بافت اطراف ایمپلنت در دوره‌های مختلف بهبودی.

2. برای اعتبار آزمون در سطح مقایسه یا تشابه در تحلیل واریانس آزمون قویی هست. که به اختصار SNK گفته می‌شود و مخفف Strong Name Key (قویترین کلید نام) می‌باشد.

Deer antler	Specimen		
	IL	OS with implant	OS without implant
Blue (2-week)	–	1.09 ± 0.24	1.28 ± 0.18
Orange (3-week)	0.31 ± 0.01	1.26 ± 0.17	1.20 ± 0.12
Yellow (4-week)	0.92 ± 0.23	–	–
Red (5-week)	1.54 ± 0.40	–	–
Black (6-week)	2.00 ± 0.53	1.30 ± 0.11	1.31 ± 0.13

IL: نمونه ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده، OS با ایمپلنت: نمونه ایمپلنت ادغامی، OS بدون ایمپلنت: نمونه بافت شاخ بدون ایمپلنت مجاور نمونه ایمپلنت ادغامی.

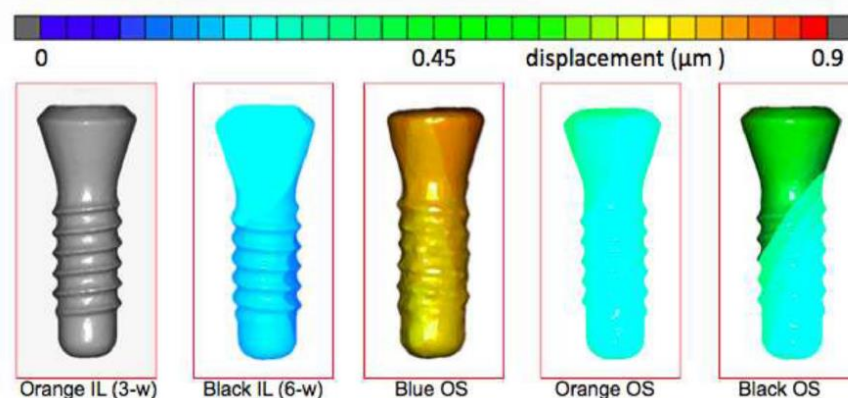
جدول 2: خواص مواد از مدل‌های عددی.

Material	Young's modulus (MPa)	Poisson ratio
Blue Antler tissue (OS)	2487	0.30
Orange Antler tissue (3-week IL)	108	0.30
Orange Antler tissue (OS)	3665	0.30
Black Antler tissue (6-week IL)	16,200	0.30
Black Antler tissue (OS)	4092	0.30
Roxolid®	98,000	0.30
Bone marrow	2	0.16

جالب توجه است، در شاخ سیاه، سنجش تراکم استخوان بافت شاخ گوزن در اطراف ایمپلنت ($2/00 \text{ g/cm}^3$) بسیار

بیشتر از آن در سراسر ایمپلنت OS ($1/30 \text{ g/cm}^3$) بود. سنجش تراکم استخوان نمونه‌ها و خواص مواد مربوط به

مدل‌های عددی در جداول 1 و 2 نشان داده شده است.



شکل 3 توزیع فشار در ایمپلنت برای مدل IL و مدل OS. نارنجی IL (3-w): شاخ نارنجی با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 3 هفته؛ IL (6-w): شاخ سیاه با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 6 هفته؛ OS آبی: شاخ قرمز با ایمپلنت بدون بارگذاری. نارنجی OS: نارنجی با ایمپلنت بارگیری نشده؛ OS سیاه و سفید: شاخ سیاه با ایمپلنت بدون بارگذاری.

جدول 3:

	IL	OS	<i>t</i>	<i>P</i> value
Blue (2-week)	–	0.9 ± 0.1		
Orange (3-week)	6.2 ± 0.3	0.5 ± 0.1 ^a	57.3	<0.001
Black (6-week)	0.4 ± 0.1	0.6 ± 0.1 ^{a,b}	–2.9	0.018
<i>F/t</i>	59.6	55.2	–	–
<i>P</i> value	<0.001	<0.001		

حداکثر مقادیر جابجایی (میکرومتر) در ایمپلنت‌ها در بارگذاری فوری (IL) و مدل‌های (OS) ایمپلنت‌های ادغامی با زمان‌های مختلف پس از عمل به دست آمده است.

جدول 4:

	IL	OS	<i>t</i>	<i>P</i> value
Blue (2-week)	–	1.0 ± 0.1		
Orange (3-week)	2.8 ± 0.1	1.2 ± 0.1 ^a	29.6	<0.001
Black (6-week)	2.5 ± 0.0	0.9 ± 0.1 ^b	62.3	<0.001
<i>F/t</i>	11.7	10.0	–	–
<i>P</i> value	<0.001	0.001		

حداکثر مقادیر تنش در ایمپلنت (مگاپاسکال) در مدل‌های بارگیری مستقیم (IL) و مدل‌های (OS) ایمپلنت ادغامی در زمان‌های مختلف پس از عمل به دست آمد.

($p < 0.05$)، در مقایسه با آبی.

($bP < 0.05$)، در مقایسه با نارنجی.

جدول 5:

	IL	OS	<i>t</i>	<i>P</i> value
Blue (2-week)		1.0 ± 0.1		
Orange (3-week)	2.4 ± 0.8	1.1 ± 0.1^a	4.9	0.001
Black (6-week)	6.5 ± 1.5	1.3 ± 0.2^a	10.7	<0.001
<i>F/t</i>	-7.5	7.9	-	-
<i>P</i> value	<0.001	0.002		

بعد از عمل حداکثر مقادیر تنش‌ها (مگاپاسکال) در بافت شاخ OS و بارگذاری سریع (IL) با زمان متفاوت دست آمد. ($aP > 0.05$)، در مقایسه با آبی.

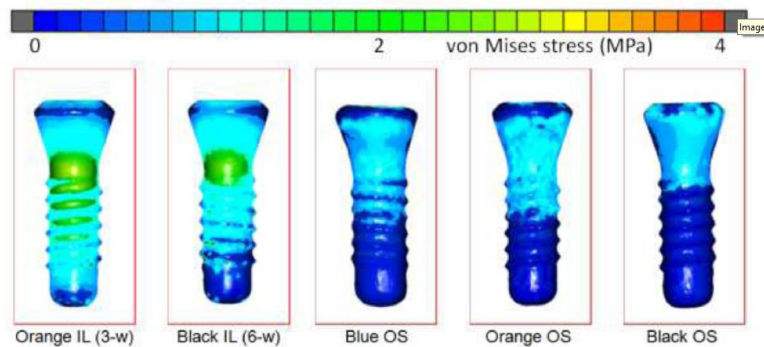
3-2- نتایج FE

تفاوت حداکثر جابجایی ایمپلنت در سه مدل OS قابل توجه بود (جدول 3). بالاترین و کمترین مقادیر در نمونه‌های سیستم عصبی با ریشه‌های آبی (0/9 میکرومتر) و مدل‌های برهنه نارنجی (0/5 میکرومتر) مشاهده شد. حداکثر جابجایی ایمپلنت در مدل IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل OS مدل زرد نارنجی بود ($P < 0.05$). برعکس، در مدل‌های سیاه در مدل OS نسبت به مدل IL معنی‌دار بود ($P < 0.05$). استحکام در ایمپلنت در مدل‌های OS به طور قابل توجهی متفاوت بود (جدول 4)، و توزیع در گردن ایمپلنت متمرکز بود. بالاترین مقدار تنش در ایمپلنت در مدل OS 1/2 مگاپاسکال مشاهده شد و توزیع گسترده‌تر در مدل برهنه نارنجی یافت شد (شکل 3). اختلاف معنی‌داری بین مدل‌های OS وجود نداشت ($P > 0.05$). هر دو مدل برای مدل‌های شاخ نارنجی و سیاه، حداکثر تنش‌های ایمپلنت در مدل‌های IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل‌های OS بود ($P < 0.05$). توزیع مدل‌های IL بیشتر از مدل‌های OS بود. ایمپلنت در مدل‌های IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل‌های OS بود ($P < 0.05$). توزیع مدل‌های IL بیشتر از مدل‌های OS بود.

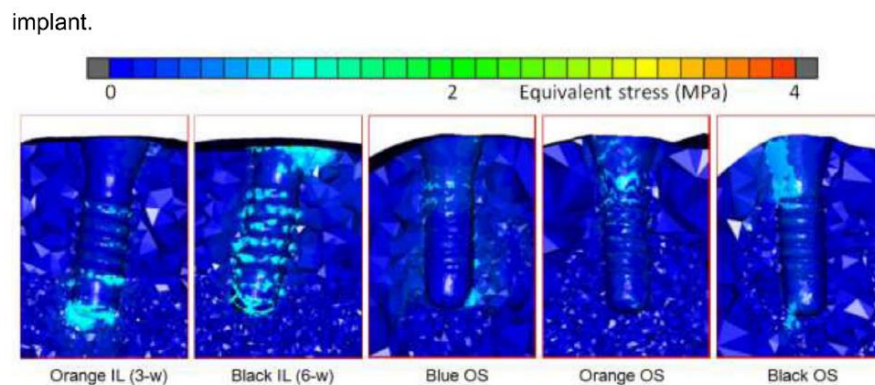
فشار در بافت شاخ از 2/4 مگاپاسکال (3 هفته بعد از IL) تا 6/5 مگاپاسکال (5 هفته بعد از IL) در مدل IL افزایش یافت. تنش در بافت شاخ در مدل‌های OS بطور قابل توجهی متفاوت بود و توزیع به طور مشابه در بافت شاخ گردن ایمپلنت متمرکز بود (جدول 5، شکل 4). برای مدل‌های OS، بالاترین و کمترین مقدار تنش در بافت شاخ (1/3 مگاپاسکال) و مدل شاخ (1/0 مگاپاسکال) مشاهده شد. در هر دو مدل شاخ نارنجی و سیاه، حداکثر تنش در بافت شاخ در مدل‌های IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل‌های OS بود ($P < 0.05$). حداکثر فشار در بافت‌های سالم از 9879 مگا بایت تا 363 میکرواسترین در طول زمان بهبودی برای مدل‌های IL کاهش می‌یابد. در میان مدل‌های OS، بالاترین مقدار سوسپانسیون در بافت شاخ در مدل OS (1888 میکرواسترین) است، به دنبال آن نارنجی (686 میکرواسترین) و مدل OS (525 میکرواسترین) تشخیص داده شد. مدل آبی OS همچنین نشان داد که بیشترین توزیع سویه‌ها در بافت شاخ است. تفاوت بین آنها معنی‌دار بود ($P < 0.05$). برای مدل‌های نارنجی، سویه‌های حداکثر در بافت شاخ در مدل‌های IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل‌های OS بود ($P < 0.05$). در مقابل، نتایج متضاد در مدل‌های سیاه (جدول 6، شکل 6) به دست آمد.

4. بحث

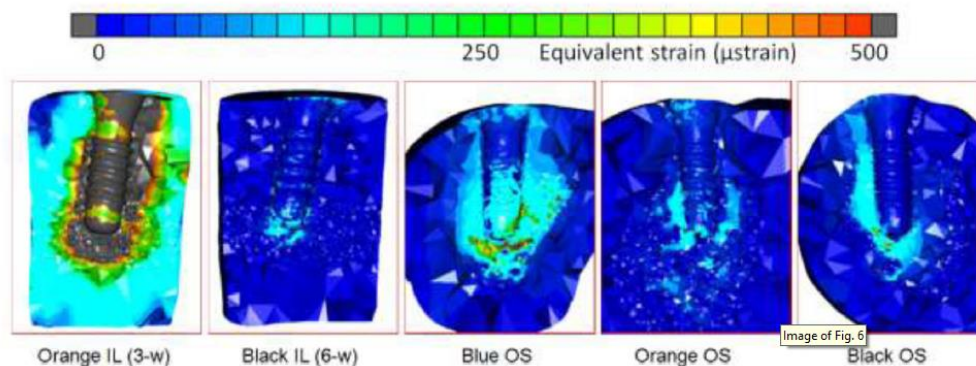
مطالعات نشان داد که بارگذاری ایمپلنت می‌تواند بلافاصله یا فوری پس از وارد شدن بدون اختلال در فرایند تکثیر زیست‌شناختی و همچنین برای تشکیل استخوان پری‌ایمپلنت سودمند باشد [23]. پاسخ مطلوب استخوان به ایمپلنت‌های بلافاصله یا فوری بارگذاری شده نه تنها با ثبات اولیه ایمپلنت و ویژگی‌های استخوان میزبان، بلکه با پارامترهای بارگذاری فردی و انتقال بار بهینه از طریق طراحی ایمپلنت مناسب و ویژگی‌های سطح تعیین می‌شود. [24 و 25]. با هدف پیروی از ایمپلنت‌های IL، با توجه به رفتار مکانیکی استخوان تحت شرایط بارگذاری، از طریق مطالعات عددی و تجربی مناسب که برای بهینه‌سازی پایداری اولیه ایمپلنت‌ها می‌باشد و بخاطر موفقیت طولانی مدت آنها باید این دانش به کار گرفته شود.



شکل 4 توزیع فشار در بافت شاخ برای مدل IL و مدل OS. نارنجی (3-w) IL: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 3 هفته؛ LL (6-w): مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 6 هفته؛ OS آبی: مدل شاخ با ایمپلنت بدون بارگذاری. نارنجی OS: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بارگیری نشده سیستم OS سیاه و سفید: مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بدون بارگذاری.



شکل 5 توزیع در بافت شاخ را برای مدل های IL و مدل OS تثبیت می کند. نارنجی (3-w) IL: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 3 هفته؛ LL (6-w): مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 6 هفته؛ OS آبی: مدل شاخ با ایمپلنت بدون بارگذاری. نارنجی OS: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بارگیری نشده OS سیاه و سفید: مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بدون بارگذاری.



شکل 6 توزیع‌های سویه در بافت شاخ برای مدل‌های IL و مدل OS. نارنجی (3-w) IL: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 3 هفته؛ LL (6-w): مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده برای 6 هفته؛ OS آبی: مدل شاخ با ایمپلنت بدون بارگذاری. نارنجی OS: مدل شاخ نارنجی با ایمپلنت بارگیری نشده OS سیاه و سفید: مدل شاخ سیاه با ایمپلنت بدون بارگذاری.

	IL group	OS group	<i>t</i>	<i>P</i> value
Blue (2-week)		1888 ± 171		
Orange (3-week)	9879 ± 1965	686 ± 58 ^a	14.9	<0.001
Black (6-week)	363 ± 81	523 ± 48 ^{a,b}	-5.6	<0.001
<i>F/t</i>	15.3	479.0	-	-
<i>P</i> value	<0.001	<0.001		

جدول 6 حداکثر مقادیر سویه‌ها (میکرواسترین) در بافت شاخ در مدل‌های OS و بارگذاری فوری با زمان‌های مختلف بعد از رسیدن به دست آمد. ($aP > 0.05$)، در مقایسه با آبی. ($bP > 0.05$)، در مقایسه با نارنجی. در این مطالعه، بارگذاری کنترل شده بلافاصله بر روی ایمپلنت‌های وارد شده به شاخ گوزن سیکا قرار گرفت. در همان زمان، ایمپلنت بدون بارگذاری نیز به عنوان یک گروه کنترل مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که سنجش تراکم استخوان و مدول یانگ از بافت شاخ در اطراف ایمپلنت IL به طور قابل توجهی از زمان بارگیری افزایش یافته است. این بدان علت است که IL به خوبی کنترل می‌شود و استخوان‌سازی بافت را در استخوان پروتز ایمپلنت شتاب می‌دهد [5]. پس از ریختن شاخ، سنجش تراکم استخوان و مدول یانگ بافت باقی‌مانده در تمام نمونه‌ها، از جمله نمونه‌هایی با ایمپلنت و نمونه‌هایی بدون ایمپلنت، باقی می‌مانند. این مقادیر با نتایج مطالعه چن و

همکاران مطابقت داشت. [26] که کشف کرد که تراکم استخوان شاخ گوزن $1/72 \text{ g/cm}^3$ و $0/50 \text{ g/cm}^3$ و کل

تراکم استخوان ریشه دندان $1/35 \text{ g/cm}^3$ بود. علاوه بر این، نتایج نشان داد که گیاهان وارد شده به شاخ گوزن

ممکن است روند رشد و استخوانی شدن شاخ را مختل نکنند.

علاوه بر این، یک نتیجه بسیار جالب وجود داشت که در شاخ‌های سیاه، سنجش تراکم استخوان بافت اطراف ایمپلنت

IL $2/00 \text{ g/cm}^3$ بسیار بالاتر از آن بود که در اطراف ایمپلنت OS $1/30 \text{ g/cm}^3$ بود. این نشان می‌دهد که

تراکم بافت شاخ در اطراف گیاه وارد شده به شاخ در طول دوره بارگیری افزایش می‌یابد. با این وجود تراکم ممکن

است بعد از کامل شدن ایمپلنت ادغامی، کاهش یابد، همانطور که در مطالعات قبلی نشان داده شده است [27، 28].

با مطالعات موجود و مربوط به تغییرات در تراکم استخوان در اطراف ایمپلنت‌های IL، به دلیل انتخاب نمونه‌های

مختلف، روش‌های اندازه‌گیری و زمان‌های مشاهده شده نتایج مختلفی به دست می‌آید. لاهوری و همکاران [29] به

صورت اورژانسی تغییرات در کیفیت استخوان پری‌ایمپلنت را برای پروتزهای متصل به ایمپلنت فک پایین با

پیوسته‌های توپ را با استفاده از پروتکل‌های بارگیری سریع و تأخیری ارزیابی کردند. آنها نتیجه گرفتند که تراکم

استخوان به طور معنی‌داری برای هر دو گروه در هر فواصل زمانی (3، 6، 12 ماه) افزایش یافته و تراکم استخوان در

گروه بارگیری تأخیری، بالاتر از مقادیر گروه بارگذاری فوری است. با این حال، حسن و همکاران [30] تغییرات در

تراکم استخوان 20 ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده را با اندازه‌گیری مقادیر خاکستری توموگرافی پرتو مخروطی

(CBCT) در دوره‌های مختلف پس از وارد کردن ایمپلنت و کاهش دادن مقادیر خاکستری نسبت به مقادیر مرجع

پس از یک و شش ماه از وارد کردن ایمپلنت را در مناطق اپیکال، میانه و ناحیه گردن بررسی کردند.

روش‌المان محدود یک روش عددی است که برای تجزیه و تحلیل ساختارهای پیچیده مناسب است. این روش اغلب

در مطالعات بیومکانیکی ایمپلنت‌های دندانی و بافت‌های پروتز ایمپلنت توسط بسیاری از محققان مورد استفاده قرار

گرفته است. اعتبار شبیه‌سازی‌ها بستگی به مورفولوژی، خواص مواد، شرایط مرزی و رابط استخوان و ایمپلنت دارد.

خواص مواد ایمپلنت و بافت اطراف آن، مانند مدول یانگ و نسبت پواسون از مهمترین عوامل هستند [31]. علاوه بر

این، هندسه و معماری استخوان نیز عوامل مهم و محدودی برای مدل عنصر هستند. از آنجایی که الگوی اسپانیایی پیچیده است، ایجاد شبکه استخوان خراب و ضعیف در بیشتر تحلیل‌های FEA در نظر گرفته نمی‌شود. عمدتاً فرض شده است که استخوان ضعیف و خفیف به عنوان یک هسته همگن توسط یک قشر لایه محصور شده است. از آنجایی که معماری استخوانی ضعیف و تراکم آن در بین گونه‌ها و مکان‌های آناتومیک در یک فرد متفاوت است، نتایج دقیق این مدل‌های ساده دشوار است و آنها با داده‌های بالینی معتبر می‌شوند. با توسعه توموگرافی میکروموزوم و بهبود عملکرد سیستم‌های تحلیلی، در حال حاضر امکان انجام تجزیه و تحلیل بیومکانیک، با در نظر گرفتن مورفولوژی واقعی و ساختار استخوان ضعیف و خفیف وجود دارد. در مطالعه حاضر، از مدل داده‌های میکروسی‌تی مدل‌های عنصر محدود با استفاده از ساختار ضعیف و خفیف استخوان ساخته شده و نمونه‌های بافت شاخ محاسبه گردیده. علاوه بر این، ایمپلنت‌هایی که در معرض بارگذاری فوری قرار می‌گیرند، در تماس با استخوان اصطکاک دارند، که مسئول پایداری اولیه آنهاست. بنابراین، تماس اصطکاکی در این مطالعه با استفاده از ضریب تماس اصطکاک ($\mu = 0.3$) در رابط استخوان و ایمپلنت شبیه‌سازی شده است [32، 33]. شرایط ایمپلنت ادغامی با تعریف رابط پیوند کامل بین استخوان و ایمپلنت شبیه‌سازی شد [34]. روش‌های فوق‌الذکر، مدل‌ها را برای تقلید از وضعیت واقعی تا آنجا که امکان‌پذیر است، فراهم می‌کند.

نتایج این مطالعه نشان داد که حداکثر مقادیر جابجایی و استرس در ایمپلنت و استرس و فشار در بافت شاخ در مدل‌های OS به طور معنی‌داری متفاوت بود. این ممکن است به تراکم و هندسه‌های مختلف بافت شاخ در حیوانات مختلف نسبت داده شود. در مدل‌های OS با سنجش تراکم استخوان و مدول یانگ بالاتر، سویه‌ها در بافت شاخ شده پایین‌تر بود. این بدان علت است که تغییر شکل بافت استخوانی با استفاده از سویه به طور معکوس با سختی آن ارتباط دارد. مقدار فشار بالاتر باشد، سفتی استخوان پایین‌تر می‌آید.

در مقایسه با مدل‌های نارنجی، تمامی نتایج بیومکانیکی مدل IL به طور معنی‌داری بیشتر از مدل‌های OS شاخ نارنجی بود ($P < 0.05$) و توزیع گسترده‌تر از مدل‌های IL بدست آمد. برعکس، برای مدل‌های سیاه سرسخت، تغییرات در ایمپلنت و سویه‌های بافت شاخ شده از مدل IL به طور معنی‌داری کمتر از مدل OS بود ($P < 0.05$) و

توزیع باریک‌تر سویه‌ها در مدل IL تشخیص داده شد. به لحاظ نظری، مدل‌های IL باید نتایج بیومکانیکی بیشتری را نشان دهند، زیرا تنها نیروهای فشاری و اصطکاک از طریق رابط‌های ارتباطی، در مقایسه با رابط‌های باند مدل‌های OS، منتقل می‌شوند. با این حال، مدل‌های ساخته شده در این مطالعه از نمونه‌های مختلف بود، و مقادیر بیومکانیک می‌تواند تحت‌تاثیر تراکم بافت شاخ، هندسه بافت شاخ و شرایط تماس با رابط استخوان و ایمپلنت قرار گیرد. به دلیل ضایعات قابل توجهی که در بافت شاخ شده در مدل IL وجود دارد، ممکن است در نتایج این مطالعات محدودیت‌هایی به وجود آید.

اول اینکه، از تعداد محدودی از نمونه‌های حیوانی، تنها سه جفت شاخ پس از تخلیه آنها جمع‌آوری شد؛ به دلیل این واقعیت که همه‌ی زخم‌ها (باندها) ی افتاده در محل فعالیت‌های وسیع گوزن‌های سیکا یافت نشد، ثانیاً، برای محاسبه مدول یانگ برای بافت شاخ از یک معادله تجربی سنجش تراکم استخوان، استفاده شد. با این حال، این مطالعه یک تئوری پایه‌ای، برای توسعه شاخ گوزن به عنوان یک مدل جدید برای تحقیقات ایمپلنت دندان ارائه داد.

5. نتیجه‌گیری‌ها

پس از ریختن شاخ، سنجش تراکم استخوان از بافت شاخ در نمونه‌هایی با محدوده مشابه با ایمپلنت‌های ادغامی و بدون ایمپلنت باقی می‌ماند. ایمپلنت‌های وارد شده به شاخ گوزن سیکا روند رشد و استخوانی شدن شاخ را از بین نمی‌برد.

تراکم بافت شاخ در اطراف ایمپلنت بعد از بارگذاری فوری برای مدت زمان طولانی به مقادیر نسبتاً بالاتر می‌رسد و پس از استقرار ایمپلنت، تراکم ممکن است کاهش یابد.

مقادیر بیومکانیک تحت‌تاثیر تراکم بافت شاخ، هندسه بافت شاخ و شرایط تماس با رابط استخوان است.

منابع مالی

این تحقیقات توسط Straumann GmbH (فرایبورگ، آلمان) و کمک‌های بنیاد ملی علوم طبیعی چین (11702231) پشتیبانی شد. حامیان مطالعه هیچ مشکلی در طراحی مطالعه، جمع‌آوری، تجزیه و تحلیل و تفسیر داده‌ها، نوشتن دست‌نوشته یا تصمیم به ارسال مقاله برای انتشار ندارند.

نویسندگان اعلام کردند که هیچ منافی وجود ندارد.

تقدیرنامه‌ها

نویسندگان از کارمندان مرکز حیات وحش پارک هلدانتال و راپتور، به ویژه آقای جوهر نیستر، آقای کارل فیشر، آقای دیرک ویناندز و دکتر مارتین بوتچر برای مراقبت از حیوانات تشکر می‌کنند، از کارکنان تأمین‌کننده‌ی صندلی از تکنولوژی خوراکی دانشگاه بُن، دکتر سوزان ریمن و خانم آنا وبر برای تهیه و اسکن کردن نمونه‌های اسکنر میکروسی‌تی، و از آقای تیم کلونتر برای گرفتن نمونه از شاخ گوزن تشکر می‌کنم.

References

- [1] Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
- [2] Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 2001;10(Suppl 2):S96-S101.
- [3] Joos U, Meyer U. New paradigm in implant osseointegration. *Head Face Med* 2006;2:19.
- [4] Camargos GV, Sotto-Maior BS, Silva WJ, Lazari PC, Del Bel Cury AA. Prosthetic abutment influences bone biomechanical behavior of immediately loaded implants. *Braz Oral Res* 2016;30:1-9.
- [5] Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil* 2014;41:783-94.
- [6] Romanos GE. Biomolecular cell-signaling mechanisms and dental implants: a review on the regulatory molecular biologic patterns under functional and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:939-51.
- [7] Melilli D, Rallo A, Cassaro A. Implant overdentures: recommendations and analysis of the clinical benefits. *Minerva Stomatol* 2011;60:251-69.
- [8] Pearce AJ, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *Eur Cell Mater* 2007;13:1-10.
- [9] Schimandle JH, Boden SD. Spine update. The use of animal models to study spinal fusion. *Spine* 1994;19:1998-2006.
- [10] Li C, Zhao H, Liu Z, McMahon C. Deer antler-a novel model for studying organ regeneration in mammals. *Int J Biochem Cell Biol* 2014;56:111-22.
- [11] Goss RJ. Future directions in antler research. *Anat Rec* 1995;241:291-302.
- [12] Li C, Suttie JM. Tissue collection methods for antler research. *Eur J Morphol* 2003;41:23-30.
- [13] Currey JD, Landete-Castillejos T, Estevez J, Ceacero F, Olguin A, Garcia A, Gallego L. The mechanical properties of red deer antler bone when used in fighting. *J Exp Biol* 2009;212:3985-93.
- [14] Rolf HJ, Enderle A. Hard fallow deer antler: a living bone till antler casting? *Anat Rec* 1999;255:69-77.
- [15] Kierdorf U, Stoffels E, Stoffels D, Kierdorf H, Szuwart T, Clemen G. Histological studies of bone formation during pedicle restoration and early antler regeneration in roe deer and fallow deer. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;273:741-51.
- [16] Li C, Suttie JM, Clark DE. Histological examination of antler regeneration in red deer (*Cervus elaphus*). *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;282:163-74.
- [17] Caulkett N, Haigh JC. Deer (*Cervids*). In: West G, Heard D, Caulkett N, editors. *Zoo animal and wildlife immobilization and anaesthesia*. Ames Iowa: Blackwell Publishing; 2007. p. 607-12.
- [18] Wiesner H, von Hegel G. Practical advice concerning the immobilization of wild and zoo animals. *Tierarztl Prax* 1985;13:113-27.
- [19] Rahimi A, Klein R, Keilig L, Abboud M, Wahl G, Bourauel C. Development and design of a novel loading device for the investigation of bone adaptation around immediately loaded dental implants using the reindeer antler as implant bed. *J Biomech* 2009;42:2415-18.
- [20] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development. *J Orthop Res* 1990;8:651-61.
- [21] Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:538-45.
- [22] Webster D, Schulte FA, Lambers FM, Kuhn G, Müller R. Strain energy density gradients in bone marrow predict osteoblast and osteoclast activity: a finite element study. *J Biomech* 2015;48:866-74.
- [23] Balaji P, Balaji SM, Ugandhar P. Immediate implant in single rooted teeth - study on primary stability and bone formation. *Indian J Dent Res* 2015;26:421-6.
- [24] Götz W, Gedrange T, Bourauel C, Hasan I. Clinical, biomechanical and biological aspects of immediately loaded dental implants: a critical review of the literature. *Biomed Technol* 2010;55:311-15.
- [25] Schnitman PA, Hwang JW. To immediately load, expose, or submerge in partial edentulism: a study of primary stability and treatment outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:850-9.
- [26] Chen PY, Stokes AG, McKittrick J. Comparison of the structure and mechanical properties of bovine femur bone and antler of the North American elk (*Cervus elaphus canadensis*). *Acta Biomater* 2009;5:693-706.
- [27] Ramachandran A, Singh K, Rao J, Mishra N, Jurel SK, Agrawal KK. Changes in alveolar bone density around immediate functionally and nonfunctionally loaded implants. *J Prosthet Dent* 2016;115:712-17.
- [28] Mainetti T, Lang NP, Bengazi F, Sbricoli L, Soto Cantero L, Botticelli D. Immediate loading of implants installed in a healed alveolar bony ridge or immediately after tooth extraction: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:435-41.
- [29] Lahori M, Kaul AS, Chandra S, Nagrah R, Gupta H. Comparative evaluation of bone in mandibular implant retained overdentures using delayed and immediate loading protocol: an in-vivo study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013;13:113-21.
- [30] Hasan I, Dominiak M, Błaszczyński A, Bourauel C, Gedrange T, Heinemann F. Radiographic evaluation of bone density around immediately loaded implants. *Ann Anat* 2015;199:52-7.
- [31] Seker E, Ulusoy M, Ozan O, DÖ Doğan, Seker BK. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:e1-9.
- [32] Hasan I, Keilig L, Staat M, Wahl G, Bourauel C. Determination of the frictional coefficient of the implant-antler interface: experimental approach. *Biomed Technol* 2012;57:359-63.
- [33] Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent* 2008;36:409-17.
- [34] Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *J Prosthodont Res* 2014;58:92-101.