

آنالیز تحلیل استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت های مخروطی ومقایسه آن با ایمپلنت های استوانه ای

فروغ ممبئی

فارغ التحصیل از دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تبریز، پردیس
خودگردان بین المللی ارس

چکیده

موفقیت دراز مدت کلینیکی ایمپلنت ها وابسته به استئواینترگریشن و چسبیدن بافت های نرم و اپی
تلیوم به سطوح ایمپلنت می باشد. اندکس های گوناگونی از جمله: پلاک اندکس ، اندکس لثه ای ،
خونریزی حین پروبینگ و تحلیل استخوان به جهت تحلیل سلامت بافت های نرم اطراف ایمپلنت
مورد استفاده قرار میگیرند، تحلیل استخوان مارژینال توسط رادیوگرافی مورد بررسی قرار میگیرد و
به صورت مستقیم در ارتباط با موفقیت طولانی مدت درمان های ایمپلنت است. به دلیل این که
تولید کننده گان ایمپلنت های دندانی قادر باشند میزان تحلیل کرسنال استخوان را به حداقل
برسانند ، تمهیدات مختلفی را به کار گرفته اند، که از آن جمله می توان به ایجاد تغییرات سطحی
ایمپلنت (اسید اچ ، سندبلاست ، هیدروکسی آپاتیت و ...) ، تغییر در شکل ایمپلنت (استوانه ای ،
مخروطی) و تغییر در رزوه ها (نوع ، شکل و عمق رزوه) اشاره کرد. هدف اصلی از انجام این رساله،
تحلیل و آنالیز اثر شکل بدنه ایمپلنت بر روی میزان تحلیل استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت های
مخروطی و استوانه ای سیستم SPI، شش ماه بعد از جای گذاری می باشد. مجموعه ای از ۳۲
ایمپلنت SPI (۱۹ ایمپلنت مخروطی/۱۳ ایمپلنت استوانه ای) ، به صورت دو مرحله ای در ۱۲
بیمار مرد قرار داده شدند. هیچکدام از بیماران بیماری سیستمیک و عادت پارافانکشنال نداشتند و
از لثه کراتینیزه و استخوان مناسب برخوردار بودند. نگاره های پری اپیکال به روش موازی، در ابتدا
و شش ماه بعد از بارگذاری از محل ایمپلنت ها تهیه شدند. بررسیهای کلینیکی مثل عمق پاکت و
شاخص BOP ثبت شدند.

واژگان کلیدی: ایمپلنت، ایمپلنت مخروطی و استوانه ای، تحلیل کرسنال استخوان

۱. مقدمه

از دست رفتن دندانها موجب ایجاد مشکل برای استتیک، جویدن و صحبت کردن بیمار خواهد شد. البته با توجه به اینکه پروتزهای دندانی میتوانند ترمیم استتیک و فانکشن بیمار را تا حدودی انجام دهند، با این وجود برخی مشکلات ایجاد شده توسط آنها سبب می شود که بیماران بدنبال استفاده از پروتزهای ساپورت شونده توسط ایمپلنت باشند. کم شدن مدت درمان و راحتی بیمار، علاوه بر داشتن استتیک مطلوب تر از مزایای درمان با ایمپلنت های دندانی هست. درصد موفقیت تقریباً ۱۰۰٪ و عدم تخریب دندان های مجاور از جمله فاکتورهایی می باشد که منجر به افزایش استفاده از درمان های ایمپلنت شده است. در عمل اثبات شده که استئواینترگریشن موقعی حاصل میشود که ایمپلنت ها در موقعیت صحیح خود با استفاده از تکنیک جراحی مناسب، همراه با حداقل تروما و حداقل حرارت حین عمل قرار گیرند. ایمپلنت ها بایستی دارای ثبات اولیه بوده و از نظر مکانیکی در طی دوره ترمیم دو تا شش ماه جایگذاری گردند. کلیه پارامتر های ذکر شده بر استئواینترگریشن موثر می باشند.

موفقیت در دراز مدت کلینیکی ایمپلنت ها وابسته به استئواینترگریشن و چسبیدن بافت های نرم و اپی تلیوم به سطوح ایمپلنت دارد. به طریق مشابهی که که ایمپلنت های دندانی به محیط دهان اکسپوز می شوند، باید از مواجهه با عواملی همچون دود سیگار و پلاک باکتریایی جلوگیری به عمل آید. به دلیل این که تماس ایمپلنت با استخوان بدون وجود PDL و ایاف کلاژن آن طور که در دندان طبیعی است، می باشد بنابراین بافت ها در اطراف ایمپلنت مستعد عفونی شدن می باشند. اندکس های مختلفی شامل: پلاک اندکس، اندکس لثه ای، خونریزی حین پروبینگ و تحلیل استخوان برای ارزیابی سلامت بافت های نرم اطراف ایمپلنت بهره گیری خواهد شد، تحلیل استخوان مارژینال بوسیله رادیوگرافی بررسی خواهد شد و بطور مستقیم در ارتباط با موفقیت طولانی مدت درمان های ایمپلنت است. با استناد به پژوهش های قبلی انجام شده، تغییرات کرسست استخوان در اولین سال بعد از قرار دادن ایمپلنت بایستی کمتر از 1mm باشد، که به نظر می رسد این میزان تحلیل استخوان بخاطر سازگاری استخوان اطراف ایمپلنت با بار اکلوزال می باشد. به دلیل این که سازندگان ایمپلنت های دندانی بتوانند میزان تحلیل کرسست استخوان را به حداقل برسانند، تمهیدات مختلفی را به کار گرفته اند، که از آن جمله می توان به ایجاد تغییرات سطحی ایمپلنت (اسید اچ، سندبلاست، هیدروکسی آپاتیت و ...)، تغییر در شکل ایمپلنت (استوانه ای، مخروطی) و تغییر در رزوه ها (نوع، شکل و عمق رزوه) اشاره کرد. هدف اصلی از نگارش این رساله تحلیل نقش یکی از این پارامترها (غالب و سائز ایمپلنت) بر مقدار تحلیل کرسست استخوان بعد از یک دوره شش ماهه بعد از جایگذاری می باشد.

۲. مرور تحقیقات انجام شده:

Baggi و همکاران در سال ۲۰۰۸ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: واحد استرس و مناطق تمرکز استرس در استخوان متراکم با افزایش قطر ایمپلنت کاهش می یابد در حالیکه با افزایش طول ایمپلنت پخش استرس در استخوان اسفنجی بطور موثر تری صورت می گیرد. هم چنین افزایش قطر و طول ایمپلنت منجر به کاهش میزان فشار به استخوان کرسستال می شود. در زمینه طرح ایمپلنت قطر پارامتر موثرتری از طول ایمپلنت است. Urdaneta و همکاران در سال ۲۰۱۲ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت های سائز 5×8 تحلیل استخوان کمتری اطراف ایمپلنت های فک پایین نشان دادند. Ojeda و همکاران در سال ۲۰۱۲ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: با کاهش طول ایمپلنت و مهم تر از آن با کاهش قطر ایمپلنت میزان تخریب استخوان افزایش می یابد. نتیجه اصلی این مطالعه این بود که با قطر ایمپلنت مساوی یا بزرگتر از ۳mm میزان تخریب استخوان تحت کنترل است. Teixeira و همکاران در سال ۱۹۹۷ اعلام کردند که: بین مقدار تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت با میزان التهاب مخاط اطراف ایمپلنت ارتباط وجود دارد. (۴۲)

Charyeva و همکاران در سال ۲۰۱۲ در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که: موکوزیت به سن بیمار و تعداد واحدهای ایمپلنت قرار داده شده مرتبط است. التهاب اطراف ایمپلنت (peri-implantitis) بطور معمول در بیماران با سطح بهداشت پایین و بیماران که جهت معاینه روتین دندانپزشکی مراجعه نمی نمودند یافت می شد. Heiemann و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود به نتیجه رسیدند که: ایمپلنت های با neck کاملاً صیقلی شده و آنهایی که سطح زبر (roughened) دارند وقتی در

ساکت های دندان تازه کشیده شده قرار داده می شود از نظر نتایج بالینی و رادیو گرافی در دوره های مختلف پس از جراحی تفاوت قابل توجهی ندارند. Bratu و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت های با neck زیر و همراه microthread در مقایسه با ایمپلنت های با neck صیقلی شده در طی مراحل اولیه به تحلیل استخوان مارجینال مقام تر هستند. Abrahamsson و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: بعد از سه سال فانکشن ایمپلنت ها با collar مخروطی همراه microthread در حفظ استخوان مارجینال به مراتب موفق تر از ایمپلنت های با قسمت مارجینال استوانه ای و بدون رزوه عمل می کنند. Nickenig و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت های با طرح microthread حداقل تغییرات را در سطح استخوان کرستال طی دوره ترمیم (بدون استرس) و تحت نیروهای فانکشنال ایجاد کردند. Kim و همکاران در سال ۲۰۱۰ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: تفاوت قابل توجهی بین neck مخروطی و موازی ایمپلنت از نظر میزان تحلیل استخوان مارجینال یک سال بعد از بارگذاری وجود ندارد. (۴۸)

Aloyprosper و همکاران در سال ۲۰۱۱ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: تفاوت قابل توجهی در میزان تحلیل استخوان مارجینال در neck صیقلی شده و صیقلی نشده (زبر-roughened) وجود ندارد ولی سطح زبر همراه microthread در مقایسه با سطح صیقلی یا زبر بدون microthread (رزوه) بطور قابل توجهی تحلیل استخوان کمتری نشان می دهد. اضافه کردن microthread باعث حداقل تحلیل استخوان مارجینال طی زمان می شود.

Hermann و همکاران در سال ۲۰۰۶ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: با روش submerged و ایمپلنت دو قسمتی (two peice) حدود ۲ mm تحلیل استخوان وجود داشت در حالی که با روش non-submerged و ایمپلنت های یک قسمتی (one-peice) بدون تحلیل و یا حداقل تحلیل همراه بود. آنها میزان تحلیل استخوان را در اطراف انواع ایمپلنت های submerged و Nonsubmerged بررسی کردند که معلوم شد، تفاوتی در این دو نوع کاشتن از نظر میزان تحلیل استخوان وجود ندارد.

Baumgarten و همکاران در سال ۲۰۰۵ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: platform switching در پیشگیری از تحلیل استخوان و حفظ استخوان کرستال موثر است. Calvo-Guirado و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت هایی که از شیوه platform switching در آن ها استفاده شده بود طی دوره ۱۲ ماهه میزان بقای ۹۶.۷٪ داشته و میزان تحلیل استخوان کرستال اطراف ایمپلنت های بقا یافته حداقل بود. (۵۲)

Rodriguez و همکاران در سال ۲۰۰۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت هایی که در آن ها از platform switching استفاده کردند نتایج بهتری نسبت به ایمپلنت هایی که platform و abutment آن ها هم قطر بود نشان دادند. Enkling و همکاران در سال ۲۰۱۱ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: مطالعه آن ها این فرضیه را، که ایمپلنت هایی که در آن ها از platform switching استفاده می شود، تحلیل استخوان کمتری نشان می دهند را تایید نکرد. (۵۴)

Cochran و همکاران در سال ۱۹۹۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: ایمپلنت های با سطح زبر (roughened) به میزان قابل توجهی موفقیت بیشتری در مقایسه با ایمپلنت های با سطح صیقلی داشتند. (۳۵)

Quiryren و همکاران در سال ۱۹۹۹ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: گرچه زبری (roughened) سطح ایمپلنت ممکن است اثر مثبت روی پاسخ بافت زیر مخاط داشته باشد، ولی هرگونه در معرض قرار گرفتن سطح با حفره دهان می تواند باعث تجمع پلاک شود که خود می تواند منجر به پاتولوژی در بافت نرم و سخت گردد. (۵۵)

Steigenga و همکاران در سال ۲۰۰۳ در مطالعه خود نتیجه گرفتند که: در ایمپلنت های با سطح زبر (roughened) در مقایسه با ایمپلنت های با شکل مشابه ولی سطح صیقلی شده اتصال بیومکانیکال قویتری حاصل شده بود. piattelli و همکاران در سال ۲۰۰۳ به بررسی نقش میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت پرداختند و اعلام کردند که اگر میکروگپ بالاتر از کرست قرار گیرد تحلیل کمتری از استخوان دیده میشود و هرچه میکروگپ آپیکالی تر حرکت کند تحلیل بیشتری رخ می دهد. Brogginی و همکاران در سال ۲۰۰۳ به بررسی گپ بین ایمپلنت و اباتمنت و حضور آماس در این ناحیه پرداختند. یافته ها نشان داد که عدم

حضور میکروگپ در کمرست استخوان همراه با کاهش تجمع آماس سلولار در ناحیه فوق بوده است. Weng و همکاران در سال ۲۰۰۸ به بررسی تاثیر موقعیت میکروگپ بر شکل نقایص استخوانی اطراف ایمپلنت پرداختند. آنها با بررسی ۸ سگ mongrel به این نتیجه رسیدند که موقعیت های مختلف میکروگپ، باعث ایجاد اشکال و سایزهای مختلفی از نقایص استخوانی اطراف ایمپلنتهای دندانی چه همسطح با کمرست و یا چه زیر کمرست خواهد شد. (۵۸)

۳. توپوگرافی سطحی ایمپلنت

بطور کلی اعتقاد بر این است، که خصوصیات سطحی ایمپلنت، فاز اولیه ترمیم را از طریق جذب مواد بیواکتیو از استخوان سرعت می بخشد و در نتیجه، باند قویتری بین ایمپلنت و استخوان بدست می آید (۶ و ۷ و ۸).

تیتانیوم پلازما اسپری شده (TPS) و هیدروکسی آپاتیت (HA) پوششهای سطحی اند که بیشتر مورد توجه اند. تیتانیوم پلازما اسپری اولین سطحی بود که به دندانپزشکی ایمپلنت معرفی شد. این پوشش با ایجاد حالت سه بعدی روی ایمپلنت، اتصال سلولهای استخوان ساز را تسهیل کرده و سبب افزایش سطح تماس ایمپلنت با استخوان می شود. اگرچه سطح تماس کلی تا ۶۰٪ افزایش می یابد، اما در نواحی که انتقال فشار را برعهده دارند (سطح فانکشنال)، تنها ۲۵-۳۰٪ افزایش می یابد. سطوح منفذدار مثل TPS، استحکام کششی استخوان و ایمپلنت را نیز افزایش می دهند (۹).

امروزه هیدروکسی آپاتیت (HA) بعنوان پوشاننده سطح، کاربرد وسیعی دارد. بنابر اعتقاد برخی از محققین، پوشش هیدروکسی آپاتیت ممکن است از سطح زیرینش جداگشته و در مایعات بافتی حل شود، یا تخریب سریع استخوان اطراف ایمپلنت را ایجاد کند (۱۰). اما در برخی گزارشات عکس عملهای مناسبی از پوشش HA را گزارش کرده اند که شامل آدآپتاسیون سریع استخوان با HA، ثبات مناسب در زمان Uncovering و افزایش رشد استخوان در اطراف قسمت کرونال ایمپلنت باشد. نگرانی بیشتری که به نظر می رسد، این است که به دلیل خشونت و هیدروفیل بودن این ماده، استعداد بیشتری به تجمع باکتری ها وجود دارد. در برخی مطالعات اشاره شده است، که پاتوژنهای پریودنتال معروف تمایل دارند که به HA بچسبند و ایمپلنت را مستعد Peri-implantitis کنند. با این حال، اگرچه در سطوح TPS و HA ثبات ثانویه و اینتگریشن زودتر بدست می آید ولی اگر این سطوح در معرض مایعات دهانی یا میکروب ها قرار گیرند، با سرعت تجزیه می گردند و با ایجاد التهاب اطراف ایمپلنت، تحلیل پیشرونده استخوان را باعث می شوند. بنابراین هنگام استفاده از این ایمپلنت ها باید مراقب بود تا ایمپلنت بدون هیچ گونه آلودگی داخل استخوان قرار گرفته و ضخامت کافی استخوان در اطراف ایمپلنت وجود داشته باشد (۸).

یک فاکتور مهم دیگر در افزایش سطح تماس ایمپلنت و استخوان، خشونت سطح ایمپلنت است که در انتشار نیرو، گیر ایمپلنت، ایجاد تکیه گاه مناسب و عکس العمل سلولها نسبت به ایمپلنت مؤثر است. به نظرمی رسد سلولهای استخوانی به توپوگرافی سطحی ایمپلنت حساس بوده و ممکن است از شکل مواد برای جهت گیری و میگریشن استفاده کنند (۱۱).

سطوح صاف به آلودگی باکتریال و تحلیل پیشرونده استخوان مقاومت بیشتری نشان می دهند اما ثبات ضعیف تری داشته و میزان موفقیت کمتری را در استخوان ایجاد می کنند. خشونت سطحی می تواند از طریق تکنیکهای Non-coating مثل Sand, Acid etching, Grit blast, Tio2-blasting یا ترکیبی از آنها بدست آید (۸).

۴. معرفی سیستم SPI

شرکت THOMMEN Medical سازنده سیستم ایمپلنت SPI که مخفف Swiss precision and Innovation است، می باشد. این شرکت سوئیسی بوده و سابقه بالینی ۲۵ ساله دارد. به گفته شرکت ایمپلنت های Thommen به گونه ای طراحی شده اند که ثبات اولیه خوبی فراهم نموده، دارای انعطاف در طرح درمان بوده و پرتکل جراحی ساده ای دارند.

Macrosurface به ویژگیهای طراحی خارجی ایمپلنت اطلاق می شود، که در رابطه با ایمپلنت های این سیستم، ویژگیهای روزه دار بودن و Self tapping در همه آنان مشترک بوده و به شکل های استوانه ای یا مخروطی - استوانه ای وجود دارند. همچنین تمام ایمپلنت های این سیستم ناحیه اپیکال متقارب و گنبدی شکل دارند.

SPI element: به شکل استوانه ای بوده، از ناحیه collar ماشین شده کرومال تا ناحیه میانی قسمت اپیکال دارای قطر یکنواخت می باشد. این شکل ثبات اولیه خوبی فراهم نموده و نیاز به حداقل مراحل دریل کردن جهت آماده سازی ناحیه قرار گیری ایمپلنت دارد.

SPI contact: به شکل هیبرید یعنی مخروطی - استوانه ای می باشد، بدین صورت که ناحیه کرومال بدنه ایمپلنت، به شکل متقارب می باشد تا با کانتور آلوئول هماهنگی نزدیکی داشته باشد، که این می تواند نیاز به **bone augmentation** را از بین برده یا کاهش دهد، ضمن اینکه به روند استواینتریشن کمک می کند. در قسمت پایین ناحیه مخروطی بدنه ایمپلنت استوانه ای می باشد. این ناحیه با ایجاد تماس کامل با استخوان اسفنجی ثبات اولیه خوبی فراهم می کند. این نوع ایمپلنت در ساکت های دندان تازه کشیده شده و همچنین در مورد ریشه های مجاور نزدیک به هم و تقعرهای ریج ها کاربرد مناسبی دارد. این نوع ایمپلنت این امکان را برای کلینیسین فراهم میکند که ایمپلنت ها با **platform** به مراتب بزرگتر جهت ثبات پروتزی انتخاب کند ضمن اینکه ناحیه اپیکال باریکتر باعث دوری از ریشه های مجاور و کاهش ریسک **fenestration** می گردد.

۵. بررسی نتایج حاصل شده از آزمایشات:

در این مطالعه تعداد ۳۲ ایمپلنت از دو نوع مخروطی و استوانه ای مورد بررسی قرار گرفتند که نتایج به شرح ذیل اعلام می گردد: ابتدا توزیع داده های مربوط به متغیرهای تغییرات استخوان و عمق پاکت از نظر نرمال بودن مورد بررسی قرار گرفت و با توجه به آزمون کولموگروف اسپیرنف مشخص گردید که توزیع آنها نرمال است. بنابراین یافته های موجود به صورت جداگانه مورد بررسی قرار می گیرد.

۵.۱. مقایسه میزان تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت های استوانه ای و مخروطی

میانگین تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت های استوانه ای $0.84 \pm (0.29)$ mm می باشد که بیشتر از میانگین تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت های مخروطی $0.73 \pm (0.62)$ mm می باشد، اما با توجه به نتیجه آزمون t این میزان اختلاف از نظر آماری معنی دار نبوده است ($P=0.54$).

خلاصه نتایج در جدول شماره ۱ مشاهده می گردد.

جدول ۱ مقایسه میانگین تغییرات استخوان در دو نوع ایمپلنت

نتیجه آزمون	آماره آزمون	انحراف معیار	میانگین (mm)	تعداد	ایمپلنت	
P=0.54	T=-0.619	0.62	-0.73	19	مخروطی	تغییرات
		0.29	-0.84	13	استوانه ای	استخوان

۵.۲. مقایسه عمق پاکت اطراف ایمپلنت های استوانه ای و مخروطی

میانگین عمق پاکت اطراف ایمپلنت های استوانه ای $2.61 \pm (0.45)$ mm می باشد که بیشتر از میانگین عمق پاکت اطراف ایمپلنت های مخروطی $2.36 \pm (0.44)$ mm می باشد، اما با توجه به نتیجه آزمون t، میزان اختلاف میانگین این دو گروه معنی دار نیست ($P=0.13$).

خلاصه نتایج در جدول شماره ۲ مشاهده می گردد.

جدول ۲ مقایسه میانگین عمق پاکت در دو نوع ایمپلنت

نتیجه آزمون	آماره آزمون	انحراف معیار	میانگین (mm)	تعداد	ایمپلنت	
P=0.13	T=-1.534	0.44	2.36	19	مخروطی	عمق پاکت
		0.45	2.61	13	استوانه ای	

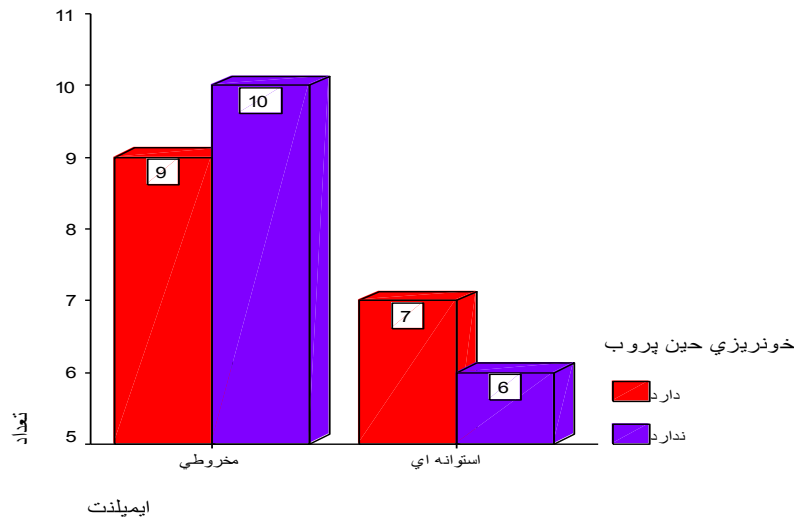
۵,۳. مقایسه خونریزی حین پروب کردن (BOP) اطراف ایمپلنت های استوانه ای و مخروطی

تعداد ۷ ایمپلنت از بین ۱۳ ایمپلنت استوانه ای (53.8%) در حین پروب کردن دچار خونریزی شدند در حالیکه این میزان در بین ایمپلنت های مخروطی ۹ ایمپلنت از ۱۹ ایمپلنت (47.4%) بود. خلاصه نتایج در جدول شماره ۳ مشاهده می گردد.

جدول ۳ توزیع فراوانی BOP در دو نوع ایمپلنت

جمع	BOP		تعداد	درصد	
	ندارد	دارد			
19	10	9	تعداد		مخروطی
100.0%	52.6%	47.4%	درصد		
13	6	7	تعداد		استوانه ای
100.0%	46.2%	53.8%	درصد		
۳۲	16	16	تعداد		جمع
100.0%	50.0%	50.0%	درصد		
X 2 =0.13		P=0.71		نتیجه آزمون کای اسکوئر	

مشاهده می شود که درصد BOP مثبت در بین ایمپلنت های استوانه ای بیشتر از مخروطی بوده است اما با توجه به نتیجه آزمون کای اسکوئر تفاوت آماری معنی داری بین دو نوع ایمپلنت، از نظر BOP وجود ندارد. نمودار ۱ مطالب مذکور را در یک نگاه نشان می دهد.



نمودار ۱ توزیع فراوانی BOP در دو نوع ایمپلنت

۵,۴. مقایسه تغییرات استخوان بر حسب فک بالا و پایین

در جدول شماره ۶ مشاهده می گردد که میانگین تحلیل استخوان در فک بالا $0.86 \pm (0.61)mm$ می باشد که بیشتر از میانگین تحلیل استخوان در فک پایین $0.72 \pm (0.45) mm$ است اما با توجه به نتیجه آزمون t، میزان اختلاف میانگین این دو گروه معنی دار نیست.

جدول ۴ مقایسه میانگین تحلیل استخوان در دو فک

نتیجه آزمون	آماره آزمون	انحراف معیار	میانگین (mm)	تعداد	فک	
P=0.46	T=-0.743	0.61	- 0.86	۱۲	بالا	تحلیل استخوان
		0.45	- 0.72	۲۰	پایین	

۵.۵. مقایسه تغییرات عمق پاکت بر حسب فک بالا و پایین

در جدول ۷، مشاهده می گردد که میانگین عمق پاکت در فک بالا $2.64 \pm (0.40)mm$ است که بیشتر از میانگین عمق پاکت در فک پایین $2.36 \pm (0.46)mm$ می باشد. این میزان اختلاف نیز با توجه به آزمون t، از نظر آماری معنی دار نیست.

جدول ۵ مقایسه میانگین عمق پاکت در دو فک

نتیجه آزمون	آماره آزمون	انحراف معیار	میانگین (mm)	تعداد	فک	
P=0.09	T=1.755	0.40	2.64	۱۲	بالا	عمق پاکت
		0.46	2.36	۲۰	پایین	

۶. نتیجه گیری:

بر اساس این مطالعه میزان تحلیل استخوان بعد از گذشت شش ماه از بارگذاری در ایمپلنت های استوانه ای اندکی بیشتر از ایمپلنت های مخروطی بود، ولی این اختلاف از لحاظ آماری معنی دار نبود. از نظر سایر فاکتور های کلینیکی، میزان عمق پاکت و درصد BOP نیز در گروه ایمپلنت های استوانه ای کمی بیشتر از گروه مخروطی بود ولی این میزان نیز از لحاظ آماری معنی دار نبود. میزان تحلیل استخوان و عمق پاکت در فک بالا کمی بیشتر از فک پایین بود ولی تفاوت معنی داری بین دو فک وجود نداشت.

۷. منابع:

1. Sargolzaie, N., Arab, H. R., & Moghaddam, M. M. (2017). Evaluation of crestal bone resorption around cylindrical and conical implants following 6 months of loading: A randomized clinical trial. *European journal of dentistry*, 11(3), 317.
2. Ay, B., Mendes, V. C., Zhang, L., & Davies, J. E. (2019). A "best fit" approach for synergistic surface parameters to guide the design of candidate implant surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(6), 2165-2177.
3. Sun, L., Berndt, C. C., Gross, K. A., & Kucuk, A. (2001). Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: A review. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 58(5), 570-592.
4. Mochida, Y., Bauer, T. W., Akisue, T., & Brown, P. R. (2002). Alendronate does not inhibit early bone apposition to hydroxyapatite-coated total joint implants: a preliminary study. *JBJS*, 84(2), 226-235.
5. Orr, T. E., Villars, P. A., Mitchell, S. L., Hsu, H. P., & Spector, M. (2001). Compressive properties of cancellous bone defects in a rabbit model treated with particles of natural bone mineral and synthetic hydroxyapatite. *Biomaterials*, 22(14), 1953-1959.

6. Mellal, A., Wiskott, H. W. A., Botsis, J., Scherrer, S. S., & Belser, U. C. (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone: comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clinical oral implants research*, 15(2), 239-248.
7. Vestermark, M. T. (2011). Strontium in the bone-implant interface. *Dan Med Bull*, 58(5), B4286.
8. Li, J., Jansen, J. A., Walboomers, X. F., & van den Beucken, J. J. (2020). Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 103, 103574.
9. Giavaresi, G., Fini, M., Chiesa, R., Giordano, C., Sandrini, E., Bianchi, A. E., ... & Giardino, R. (2008). A novel multiphase anodic spark deposition coating for the improvement of orthopedic implant osseointegration: an experimental study in cortical bone of sheep. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 85(4), 1022-1031.
10. Aoki, H., Ozeki, K., Ohtani, Y., Fukui, Y., & Asaoka, T. (2006). Effect of a thin HA coating on the stress/strain distribution in bone around dental implants using three-dimensional finite element analysis. *Bio-medical materials and engineering*, 16(3), 157-169.
11. Rismanchian, M., Birang, R., Shahmoradi, M., Talebi, H., & Zare, R. J. (2010). Developing a new dental implant design and comparing its biomechanical features with four designs. *Dental research journal*, 7(2), 70.
12. Kawamura, H., Ito, A., Miyakawa, S., Layrolle, P., Ojima, K., Ichinose, N., & Tateishi, T. (2000). Stimulatory effect of zinc-releasing calcium phosphate implant on bone formation in rabbit femora. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 50(2), 184-190.
13. Artzi, Z., Carmeli, G., & Kozlovsky, A. (2006). A distinguishable observation between survival and success rate outcome of hydroxyapatite-coated implants in 5–10 years in function. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 85-93.
14. Calasans-Maia, M., Calasans-Maia, J., Santos, S., Mavropoulos, E., Farina, M., Lima, I., ... & Granjeiro, J. M. (2014). Short-term in vivo evaluation of zinc-containing calcium phosphate using a normalized procedure. *Materials Science and Engineering: C*, 41, 309-319.
15. Vecchio, K. S., Zhang, X., Massie, J. B., Wang, M., & Kim, C. W. (2007). Conversion of sea urchin spines to Mg-substituted tricalcium phosphate for bone implants. *Acta Biomaterialia*, 3(5), 785-793.
16. Wang, N., Li, H., Lü, W., Li, J., Wang, J., Zhang, Z., & Liu, Y. (2011). Effects of TiO₂ nanotubes with different diameters on gene expression and osseointegration of implants in minipigs. *Biomaterials*, 32(29), 6900-6911.
17. Yoshinari, M., Oda, Y., Inoue, T., Matsuzaka, K., & Shimono, M. (2002). Bone response to calcium phosphate-coated and bisphosphonate-immobilized titanium implants. *Biomaterials*, 23(14), 2879-2885.
18. Strietzel, F. P., Reichart, P. A., & Graf, H. L. (2007). Lateral alveolar ridge augmentation using a synthetic nano-crystalline hydroxyapatite bone substitution material (Ostim®). Preliminary clinical and histological results. *Clinical oral implants research*, 18(6), 743-751.