فصلنامه سیستم‌های پردازشی و ارتباطی چندرسانه‌ای هوشمند
Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems (IMPCS)

Fall 2022, 3 (3), 1-10
DOR: 20.1001.1.27832570.1401.3.3.1.3

Received: 14 June 2022
Accepted: 9 Aug 2022

مقاله پژوهشی

Detection of Accelerated Osteointegration in Surface Modified Dental Implants with Sensor Nodes Located in Wireless Network of Body Areas

Moluk Aivazi

Assistant Professor, Biomedical Engineering, Technical and Engineering Faculty, Apadana Institute of Higher Education, Shiraz, Iran. Apadanaaivazi1399@gmail.com

Abstract

Introduction: Intraosseoues Dental implants are widely used in the field of oral restoration. Endosseous dental implants have been well accepted for replacing missing teeth in today's dental practice. The success of dental implant therapy is essentially based on the process of osseointegration. These success rates depends on the mechanical,structural and surfaces properties in contact with the jaw bone and timely identification of osseointegration process. In zirconia implants,the combined surface modification of femtosecond laser and bioceramic coatings is important to accelerateosteointegration.The major challenge for contemporary dental implantologists is to provide oral rehabilitation to patients with healthy bone conditions asking for rapid loading protocols or to patients with quantitatively or qualitatively compromised bone. These charging conditions require advances in implant surface design.The elucidation of bone healing physiology has driven investigators to engineer implant surfaces that closely mimic natural bone characteristics.The type of surface modification has a great effect on uniting the implant with the jawbone. But still many problems such as osseointegration defect and infection adjacent to the implant lead to their failure in clinical applications This paper provides a comprehensive overview of surface modifications that beneficially alter the topography, hydrophilicity, and outer coating of dental implants in order to enhance osseointegration in healthy as well as in compromised bone.

Method: It is important to use effective surface modification methods and apply appropriate coatings in order to create successful osseointegration and preventing bacteria from adhesion.

Results: Byreducing periimplantitis and accelerating osseointegration, it will lead to improved repair and clinical success. The review gives an insight of the various surface modifications and designs that can be successfully applied on dental implants so that a greater level of osseointegration can be achieved **.**

Discussion: Major advancements have been made in order to develop implants with innovative surface topography and design. These modifications have greatly influenced the rate and degree of osseointegration. Therefore, the purpose of this review article was study new methods of surface modification for detecting of accelerating osteointegration by sensory nodes that located in wireless body area network, reducing the periimplantitis and aims to comprehensively discuss currently available implant surface modifications commonly used in implantology in terms of their impact on osseointegration and biofilm formation,which is critical for clinicians to choose the most suitable materials to improve the success and survival of implantation and Follow-up of patients at any time without the use of X-rays with sensory nodes that located in body area wireless network.

.

Keywords: Osseointegration, periimplantitis, newsurfacemodifications, antibacterialeffects, femtosecond laser.zirconia, peptides, antibacterial coatings, bioceramic coatings, Sensory nodes, wireless Body area network.

فصلنامه سیستم‌های پردازشی و ارتباطی چندرسانه‌ای هوشمند
Intelligent Multimedia Processing and Communication Systems (IMPCS)
انجمن علمی تجارت الکترونیکی ایران

تشخیص تسریع استئواینتگریشن کاشتنی‌های دندانی اصلاح سطح‌شده با گره‌های حسگر واقع در شبکه بدون سیم نواحی بدن

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۳/۲۴
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۵/۰۶

سال سوم، پاییز ۱۴۰۱
شماره سوم، صص: ۱-۱۰

ملوک عیوضی

استادیار، مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، مؤسسه آموزش عالی آپادانا، شیراز، ایران. Apadanaaivazi1399@gmail.com

چکیده: کاشتنی‌های دندانی داخل استخوان فک به‌طور وسیعی در زمینه ترمیم دهان مورد استفاده قرارمی‌گیرند و موفقیت آن‌ها وابسته به ویژگی‌های مکانیکی، ساختاری و سطوح در تماس با استخوان فک مربوط می‌شود. در کاشتنی‌های زیرکونیایی اصلاح سطح با روش‌های ترکیبی لیزر فمتوسکند و پوشش‌های بیوسرامیکی در راستای تسریع استئواینتگریشن اهمیت دارد. نوع اصلاح سطح تأثیر زیادی در متحدشدن کاشتنی با استخوان فک(استئواینتگریشن) دارد. اما هنوز مشکلات زیادی همانند نقص استئواینتگریشن و عفونت مجاور ایمپلنت منجر به شکست آن‌ها در کاربردهای کلینیکی می‌شود. از این رو استفاده از روش‌های اصلاح سطح مؤثر و اعمال پوشش‌های مناسب در راستای ایجاد استئواینتگریشن موفقیت‌آمیز اهمیت بسیار دارد. همچنین خاصیت ضدباکتری داشتن پوشش‌ها در جهت جلوگیری از چسپندگی باکتری‌ها، فعالیت آن‌ها و پدیدهء التهاب مجاور ایمپلنت نیز حائز اهمیت است. بنابراین هدف از این مقاله مروری، مطالعه روش‌های نوین اصلاح سطح در راستای تسریع پدیده استئواینتگریشن و شناسایی به‌موقع استئواینتگریشن با گره‌های حسگر واقع در شبکه‌های بی‌سیم نواحی بدن و کاهش التهاب مجاور ایمپلنت‌ها دندانی داخل استخوان می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: استئواینتگریشن، التهاب مجاور ایمپلنت، روش‌های اصلاح سطح جدید، اثر ضدباکتریایی، لیزر فمتوسکند، زیرکونیا، پپتیدها، پوشش‌های آنتی‌باکتریال، پوشش‌های بیوسرامیکی.

۱. مقدمه

ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان با بیش از صد سال سابقه موفقیت-آمیز جهت جایگزینی دندان‌های ازدست‌رفته، شناخته‌شده‌اند و به عنوان یک راهکار ضروری دندانپزشکی درنظرگرفته‌می‌شوند. موفقیت ایمپلنت-های دندانی به عوامل اساسی مانند توانایی مواد ایمپلنت برای ادغام با بافت‌های اطراف بستگی دارد که این فرایند نیز تحت تأثیر عوامل متعددی از جمله مواد تشکیل‌دهنده ایمپلنت، شرایط بارگذاری، کیفیت و مقدار استخوان دربرگیرنده ایمپلنت قرارمی‌گیرد[۱]. ایمپلنت‌ها ممکن است از فلز، سرامیک یا پلیمر ساخته‌شده‌باشند. گروه فلزات شامل : تیتانیم و آلیاژهای آن، فولاد ضدزنگ، آلیاژهای کروم –کبالت وآلیاژهای طلا می‌باشند. گروه سرامیک‌ها شامل: آلومینا، زیرکونیا، هیدروکسی‌آپاتیت، شیشه‌های زیستی و کامپوزیت آلومینا-زیرکونیا هستند که می‌توانند هم به عنوان ایمپلنت یا تنها به عنوان پوشش(هیدروکسی‌آپاتیت یا شیشه‌های زیستی) بر روی سطح ایمپلنت استفاده‌شوند .در گروه پلیمرها نیز می‌توان به پلی‌متیل‌متاکریلات ،پلی تترا فلورواتیلن،پلی اتیلن،پلی سولفون ،پلی اورتان و پل اترکتون اشاره نمود[۲].تیتانیم عنصر اصلی مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان با بیش از پنجاه سال سابقه استفاده می‌باشد که ویژگی‌های مکانیکی، فیزیکی، زیست سازگاری و استحکام بالایی دارد همچنین توانایی تشکیل یک لایه اکسید سطحی بر روی ایمپلنت تیتانیمی موجب به حداقل رساندن پدیده خوردگی در آن می‌شود. با افزایش ناحیهء سطحی ایمپلنت های تیتانیمی و رهایش یون‌های فلزی از سطح ایمپلنت در مجاورت بافت ممکن است باعث حساسیت شدید و شکست ایمپلنت شود[۳] ایمپلنت‌های تیتانیمی می‌توانند با بافت استخوان فک متحدشوند(استئواینتگریشن).سرعت استئواینتگریشن در این ایمپلنت‌ها را می‌توان با اعمال پوشش‌های زیست‌فعال سرامیکی بهبود خشید [4].

برانمارک برای اولین بار در سال ۱۹۵۶ فرایند استئواینتگریشن را توصیف‌نمود. دکتر برانمارک اولین ایمپلنت‌های دندانی استوانه‌ای را در فک قرارداد که ارتباط مستقیم ساختاری و عملکردی بین استخوان زنده، و سطح ایمپلنت حامل بار به‌خوبی حفظ شده‌بود، اما بعدها ایمپلنت‌های مخروطی معرفی‌شدند و استفاده از آن‌ها شروع شد.دکتر شرودر و دکتر استراومن ایمپلنت‌های دندانی فلز ساختند.در سال ۱۹۸۰ ایمپلنت های دندانی به شکل ریشه معرفی‌شدند، با گذشت زمان پیشرفت‌های زیادی در طراحی و بافت سطح ایمپلنت روی‌داد .انگیزهء اصلی در این طراحی‌ها، افزایش استئواینتگریشن طی زمان کوتاهی پس از جایگذاری ایمپلنت بود[۵]

۱،۱. رابط ایمپلنت – بافت

بافتی که اطراف ایمپلنت را احاطه‌می‌کند به عنوان بافت اطراف ایمپلنت شناخته‌می‌شود که شامل بافت نرم (مخاط) و بافت‌های سخت (استخوانی) می باشد. بافت نرم مجاور ایمپلنت دارای ویژگی‌هایی مشابه بافت نرم اطراف دندان است و شامل بافت پوششی (اپیتلیوم) اتصالی و بافت همبند می‌باشد، اپیتلیوم اتصالی از طریق پیوند همی‌دسموزوم به ایمپلنت متصل‌می‌شود. بافت پیوندی در موقعیت رأس نسبت به اپیتلیوم پوششی و تاجی نسبت به ستیغ استخوان آلوئولار قراردارد. الیاف بافت همبند نزدیک به سطح ایمپلنت قرارمی‌گیرد، اما به آن متصل نیست و عمدتاً به صورت دایره‌ای مرتب‌شده‌اند. بنابراین،اتصال اپیتلیوم و بافت همبند یک مهروموم محافظ بین محیط دهان و استخوان اطراف ایمپلنت را تشکیل‌می‌دهدکه نقش حیاتی در موفقیت نتیجه درمان ایمپلنت را خواهدداشت. اپیتلیوم اتصالی و بافت پیوندء در مجموع به عنوان عرض بیولوژیکی شناخته‌می‌شوند، که با بافت اطراف دندان‌ها قابل‌مقایسه است[۶].

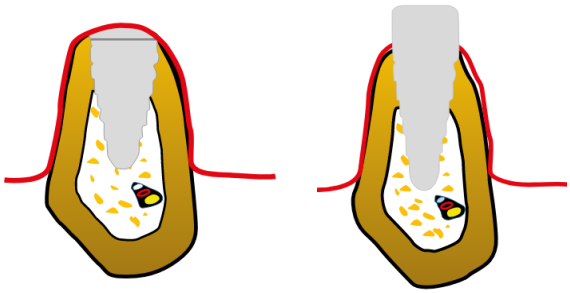
۲،۱. رابط ایمپلنت-استخوان و یکپارچگی استخوانی

برای موفقیت ایمپلنت‌های دندانی، تماس اساسی بین استخوان اطراف ایمپلنت و سطح ایمپلنت باید به‌دست‌آید و حفظ‌شود. بنابراین، یکپارچگی بین سطح ایمپلنت و استخوان دربرگیرنده ایمپلنت برای موفقیت هر سیستم ایمپلنت مورد نیاز است. این ادغام به عنوان استئواینتگریشن شناخته‌می‌شود و به عنوان یک ساختار مستقیم و ارتباط عملکردی بین استخوان زنده و سطح ایمپلنت حامل بار تعریف-می‌شود. با این حال، زمانی که با استفاده از میکروسکوپ الکترونی رابط استخوان و ایمپلنت مورد بررسی قرارمی‌گیرد، سطح ایمپلنت از استخوان اطراف توسط یک لایه آمورف، یک لایه متراکم و گرانولار، یا لایه‌ای از فیبرهای کلاژن بدون کلسیم با ضخامتی در حدود ۴۰۰- ۱۰۰ نانومتر جداشده‌است،با این وجود، این لایه تأثیر منفی بر روی موفقیت ادغام استخوانی نخواهدگذاشت اما زمانی که ارتباط بین سطح ایمپلنت و استخوان دربرگیرنده ایمپلنت توسط لایه‌ای از بافت همبند ایجادشود، استئواینتگریشن با شکست مواجه خواهدشد. در نتیجه عدم وجود پریودنتال رباط بین ایمپلنت واستخوان اطراف آن، زمانی که ایمپلنت-های بارگذاری‌شده، در داخل استخوان به خاطر تغییر شکل الاستیک استخوان حرکت می‌کنندایمپلنت های متحدشده با بافت استخوان نمی-توانند از لحاظ ارتودنسی حرکت‌کنند[۷]چندین عامل نقش مهمی را در استئواینتگریشن موفق بازی‌می‌کنند که شامل:کیفیت استخوان، شکل ایمپلنت،ساختار سطح ایمپلنت (از لحاظ ریز و درشت نمایی)،تکنیک-های جراحی، زیست‌سازگاری، ایجاد گرما در حین جای‌گذاری ایمپلنت ، ثبات اولیه ایمپلنت و بارگذاری ایمپلنت می‌باشند.مطالعات کلینیکی گزارش‌کرده‌اند که ایمپلنت‌های دندانی در فک فوقانی بویژه قسمت خلفی آن میزان بقاء کمتری نسبت به فک تحتانی نشان‌داده‌اند[۸].

۳،۱. روش‌های کاشت ایمپلنت

جراحی کاشت ایمپلنت ممکن است طی یک یا دو مرحله انجام شود. در روش تک‌مرحله‌ای ابتدا استخوان برای دریافت ایمپلنت آماده‌شده، سپس ایمپلنت در محل مورد نظر تعبیه‌می‌شود، در این حالت قسمت تاجی ایمپلنت بالاتر از ستیغ استخوان نگه‌داشته‌شده و از بافت نرم بیرون‌می‌زند، قسمت فوق ساختاری آن را می‌توان بلافاصله یا با تأخیر بر روی بر روی ایمپلنت نصب‌نمود، از مزایای روش تک‌مرحله‌ای می‌توان

خودداری از جراحی مرحله دوم، فقدان فضای ریز بین ایمپلنت و اباتمنت (قطعه اتصال‌دهنده پروتز به ایمپلنت) در سطح ستیغ استخوان آلوئولار را نام‌برد. از عیوب روش تک‌مرحله‌ای نیز می‌توان به قرارگرفتن ایمپلنت در معرض محیط دهان و آلودگی محل جراحی اشاره‌نمود.در روش دومرحله‌ای ایمپلنت و قسمت اباتمنت در درون استخوان فک قرارمی-گیرند و با یک فلپ روی آن پوشانده‌می‌شود ،بعد از چند ماه روی ایمپلنت را بازمی‌کنند و قسمت پروتزی را روی آن نصب‌می‌کنند، روش جراحی دومرحله‌ای برای مواردی که کیفیت استخوان فک حالت مطلوبی ندارد یا از مواد پیوند استخوان به همراه ایمپلنت استفاده‌شده، کاربرد دارد[۹].



شکل ۱: نمایش شماتیکی از کاشت ایمپلنت تک‌مرحله‌ای (سمت چپ) و ایمپلنت دومرحله‌ای

۴،۱. پایداری ایمپلنت

پایداری ایمپلنت(عدم تحرک) به دو مرحله اولیه و ثانویه تقسیم‌می‌شود. پایداری اولیه ایمپلنت در طی قرارگیری ایمپلنت در درون استخوان فک با عمل جراحی به‌دست‌می‌آید و نقش مهمی را در رسیدن به استئواینتگریشن بازی‌می‌کندکه ثبات ثانویه به آن وابسته است. پایداری ایمپلنت با تماس نزدیک بین ایمپلنت و استخوان میزبان ایجادمی‌شود، فاکتورهای تأثیرگذار بر ثبات اولیه شامل عوامل مربوط به محل جراحی، ایمپلنت و روش جراحی می‌باشند، شکل، طول، قطر و بافت سطح ایمپلنت از عوامل تأثیرگذار مربوط به ایمپلنت می‌باشند، به طور مثال ایمپلنت‌های استوانه‌ای شکل ثبات اولیه بیشتری به خاطر تماس سطحی بالاتر با استخوان دربرگیرنده ایمپلنت فراهم‌می‌آورند. ثبات ثانویه یکپارچگی ایمپلنت با استخوان اطراف آن در نتیجه تشکیل و بازسازی استخوان جدید را نشان‌می‌دهد، این پایداری وابسته به فعالیت استخوان و فعالیت‌های بیمار در سراسر زندگی وی می‌باشد. هنگامی که ایمپلنت در بافت استخوان قرارداده می‌شود، ممکن است بین ایمپلنت و استخوان فضایی باشد که ابتدا با خون ناشی از آسیب عروق خونی حین جراحی و جایگذاری ایمپلنت پرمی‌شود و به‌دنبال آن شبکه فیبری در این ناحیه تشکیل‌می‌شود که گام مهمی در ایجاد استئواینتگریشن می‌باشد [۱۰].

۵،۱. تکنیک‌های اصلاح سطح ایمپلنت

طراحی سطح ایمپلنت می‌تواند به عنوان یک روش ایمن به منظور جلوگیری از رشد بیشتر باکتری‌های دهان، اثر استریلیزه‌کننده در بهبود استئواینتگریشن داشته‌باشد. در سال ۱۹۹۰، اولین مقایسه اثر اصلاح سطح برروی استئواینتگریشن در بین پنج ایمپلنت دندانی تیتانیمی توسط بورسر انجام‌شد. تا به حال مطالعات زیادی به ترویج طراحی مهندسی سطح ایمپلنت در راستای بهینه‌سازی استئواینتگریشن به منظور بهبود واکنش‌های فیزیو لوژیک مانند: اتصال سلولی، تکثیر، تمایز ،ساخت ماده زمینه‌ای و کلسیفیکاسیون سلول‌های استئوبلاست در استخوان آلوئولار مجاورت ایمپلنت‌ها انجام‌شده‌است[۱۱]. در این راستا ایمپلنت‌های زیرکونیایی به خاطر رنگ مشابه دندان و زیبایی در مقایسه با ایمپلنت‌های تیتانیمی مورد توجه قرارگرفته‌اند[۱۲] و برای استفاده از این مواد به عنوان ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان نیاز به توجه ویژه جهت اصلاح سطح در راستای ایجاد و بهبود استئواینتگریشن ضروری می‌باشد. معمولاً اصلاح ویژگی‌های سطحی ایمپلنت مانند زبری، انرژی آزاد سطح و ترکیب شیمیایی یک روش مؤثر برای التیام سریع و بهبود استئواینتگریشن می‌باشد [۱۳].اصلاح ساختار سطح ایمپلنت در محدوده میکرو و نانو می‌تواند خصوصیت آبدوستی، رسانایی استخوان و کاهش هدایت تنش در سطح ایمپلنت را بهبودبخشد. به علاوه اعمال پوشش بر روی ایمپلنت فعالیت بیولوزیکی در سطح ایمپلنت و ویژگی-های سطح ایمپلنت مانند ترکیب شیمیایی، ترشوندگی، زبری سطح و برهم‌کنش با باکتری‌ها را تحت تأثیر قرارخواهدداد[۱۴]. بنابراین مطالعهء انواع روش‌های اصلاح سطح در راستای بهبود و افزایش استئواینتگریشن و مهار کلونیزاسیون باکتری‌ها یک ضرورت است. ویژگی‌هایی همانند مقاومت به‌خوردگی، زیست‌سازگاری، استحکام بالا، مدول الاستیسیته پایین، راحتی در ماشین‌کاری و فرم‌دادن فلز تیتانیم موجب استفاده وسیع از این فلزات به عنوان ماده ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان شده‌است، به طوری که با تغییر بافت سطح ایمپلنت‌های تیتانیمی و ایجاد زبری مناسب تماس بهتر ایمپلنت – استخوان فراهم-شده و گشتاور برداشت نیز افزایش‌خواهدیافت [۹]. در میان روش‌های فیزیکی اصلاح سطح ایمپلنت‌های تیتانیمی معمولاً ماسه‌پاشی متداولترین روش اصلاح سطح می‌باشد که با استفاده از پودرهای تیتانیم دی اکساید، آلومینوم اکساید، سیلیکون دی‌اکساید و هیدروکسی آپاتیت انجام‌می‌شود و ظرفیت استئواینتگریشن در این گروه‌ها تفاوت معنی‌داری نداشته‌است[۱۵] با این روش اصلاح سطح ویژگی ترشوندگی بهبود افته که همراه با افزایش اتصال، تکثیر و تمایز سلول‌های استئوبلاست در سطح ایمپلنت خواهدبود[۱۶]. علاوه بر روش ماسه‌پاشی از سایر روش-های اصلاح سطح فیزیکی همانند پاشش پلاسمایی، پاشش مگنترون، عملیات حرارتی، اصلاح با لیزر و اشعه ماورای بنفش نیز استفاده می شود[۱۷]. در روش های اصلاح سطح شیمیایی، تغییر ساختار و وضعیت سطح ایمپلنت از طریق جذب شیمیایی یا واکنش بین سطح تیتانیوم و اصلاح‌کننده سطح روی‌می‌دهد، آندایزاسیون (اکسیداسیون الکتروشیمیایی سطح تیتانیوم با استفاده از اسیدهای قوی، از جمله H2SO4، H3PO4، HNO3، HF، و غیره) که با این روش اصلاح سطح لایه متخلخل ضخیمی از اکسید تیتانیم برروی سطح ایمپلنت ایجاد می‌کند که ممکن است یک لایه بسیار نازک و فشرده از اکسید

تیتانیم رابر روی سطح ایمپلنت تثبیت کند) حکاکی بااسیدوعملیات حرارتی قلیایی به عناون روشهای اصلاح سطح شیمیایی شناخته می شوند[۱۸]. تکنیک های اصلاح سطح شیمیایی بندرت به تنهایی استفاده می شوند،بلکه به صورت ترکیب با سایر روشهای اصلاح سطح نتایج بهتری حاصل می شود.

۶،۱. روش‌های اصلاح سطح چندمرحله‌ای در ایمپلنت‌های تیتانیمی

در میان روش های ترکیبی به نظر می‌رسد که ترکیب روش ماسه‌پاشی و حکاکی با اسید، روشی مطمئن برای اصلاح سطح ایمپلنت‌های تیتانیمی باشد که در آن زبری سطح ایمپلنت (با استفاده از اصلاح سطح حکاکی با اسید) و شناسایی سطح توسط فیبروبلاست‌ها در راستای تثبیت اولیه ایمپلنت مفید می‌باشد همچنین خاصیت ترشوندگی و انرژی سطحی ایمپلنت نیز افزایشخواهدیافت پس اصلاح سطح ایمپلنت‌ها با روش ترکیبی سطحی منحصر به فرد و ریز ساختار ایجادخواهدنمود. هدف از روش‌های اصلاح سطح چندمرحله‌ای بهبود تماس ایمپلنت با استخوان و کاهش چسپندگی باکتری در سطح ایمپلنت‌های تیتانیمی می باشد.

۷،۱. اصلاح سطح ایمپلنت‌های زیرکونیایی

در سال‌های اخیر زیرکونیا به عنوان یکی از ایمپلنت‌های دندانپزشکی معرفی‌شده‌است. ویژگی‌های همانند رنگ سفید، هدایت گرمایی و زیست سازگاری بالای آن موجب اهمیت استفاده از این ماده بیوسرامیکی در دندانپزشکی شده‌است. زیرکونیا جزء بیوسرامیک‌های خنثی می‌باشد بنابراین برای استفاده از آن به عنوان ایمپلنت، تکنیک‌های اصلاح سطح حائز اهمیت بالایی می‌باشد. به منظور بهبود کارایی سطح زیرکونیا روش-های فیزیکی-شیمیایی متعددی ممکن است استفاده‌شود که شامل ماشین‌کاری، ماسه‌پاشی، حکاکی با اسید، اصلاح با اشعه ماورا بنفش و لیزر می‌باشند..

محققین طی مطالعه‌ای بر روی ایمپلنت های زیرکونیایی اصلاح سطح‌شده با دو روش ماسه‌پاشی و ماشین‌کاری نشان‌دادند که گشتاور برداشت در ایمپلنت‌های اصلاح سطح‌شده با روش ماسه‌پاشی دو برابر گشتاور برداشت در ایمپلنت‌های ماشین‌کاری‌شده بود[۱۹] . به نظر می-رسد که در روش اصلاح سطح با ماسه‌پاشی تماس ایمپلنت نسبت به استخوان بهبود خواهدیافت. مؤثرترین اسید برای اصلاح سطح ایمپلنت های زیرکونیایی در راستای افزایش زبری اسید فلوریدریک می‌باشد. در روش اصلاح سطح با اشعه ماورابنفش خاصیت آبدوستی سطح ایمپلنت زیرکونیایی افزایش‌یافته و اتصال اولیه سلول‌های استئوبلاست به سطح ایمپلنت بهبود می‌یابد[۲۰]. اصلاح سطح با استفاده از لیزر یک روش امیدوارکننده برای اصلاح سطح ایمپلنت‌های زیرکونیایی در راستای افزایش استئواینتگریشن می‌باشد[۲۱] در میان روش‌های اصلاح سطح با استفاده از لیزر، لیزر دی‌اکسیدکربن خاصیت ترشوندگی و انرژی سطح ایمپلنت را افزایش‌می‌دهد تا در نهایت استئواینتگریشن بین استخوان و سطح ایمپلنت خنثی افزایش‌یابد[۲۲].

در روش‌های اصلاح سطح با استفاده از لیزر فموسکند وایجاد الگوی ریز ناودان بر سطح ایمپلنت زیرکونیایی بر روی سازمان‌دهی فیبرهای کلاژن، معماری استخوان و متابولیسم سلول‌های استئوبلاست تأثیرخواهدگذاشت [۲۳].

۸،۱. اعمال پوشش بر روی ایمپلنت‌ها

تکنولوژی‌های به‌روز پوشش‌دهی ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان مهمترین روش برای دستیابی به کارایی کلینیکی بهتر ایمپلنت‌هاست. ترکیبی از روش‌های پوشش‌دهی سطح ایمپلنت‌ها جهت بهبود زیست سازگاری، زیست‌فعالی و پتانسیل ض باکتریای مورد بهره‌برداری قرار گرفته‌اند. اگرچه بهبود استئواینتگریشن به بهبود توپوگرافی سطح وابسته است اما پوشش‌های آلی و غیرآلی زیادی برای ایجاد یکپارچگی بافت استخوان با ایمپلنت مطالعه شده‌است. پوشش‌های زیست فعال ظرفیت اتصال استخوان به سطح ایمپلنت را افزایش‌می‌دهند.

از بیومواد زیست‌فعال مورد مطالعه محققین می‌توان به هیدروکسی-آپاتیت، ترکیبات حاوی منیزیم،گرافن و ا نواع پروتئین اشاره‌نمود. این پوشش‌ها به زیست‌فعالی سطح، زیست سازگاری، چسپندگی سلولی و خاصیت ضدمیکروبی سطح کمک‌می‌کنند[۲۴].

از پوشش‌های بیوسرامیکی زیست‌فعال می‌توان به پوشش نانو هیدروکسی‌آپاتیت اشاره‌نمود که خاصیت استئوکانداکتیو و استئواینگریشن دارد و اتصال سلولی را افزایش می‌دهد. در مطالعات اعمال پوشش هیدروکسی‌آپاتیت بر روی زیرلایه تیتانیمی، افزایش خاصیت استئوکانداکتیویتی و زیست‌فعالی زیرلایه را موجب‌شده-است[۲۵].

در حالت اعمال پوشش‌های متخلخل هیدروکسی‌آپاتیت بر روی زیرلایه تیتانیمی تماس ایمپلنت با استخوان و بهبود رشد استخوان در اطراف ایمپلنت را ایجادنموده‌است [۲۶].

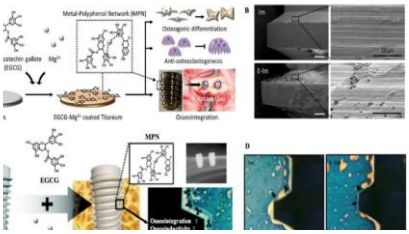
در پوشش‌های نانوکامپوزیتی هیدروکسی‌آپاتیت با افزودن کلاژن، شیشه‌های زیستی و دی‌اکسیدتیتانیم به هیدروکسی‌آپاتیت و ایجاد یک ترکیب مشابه استخوان در راستای بهبود استئواینتگریشن مطالعه‌شده-است[۲۷].

در پوشش‌های زیست‌فعال با اندازه نانو هدف افزایش ناحیه سطحی و توانایی جذب بالا است. از طرفی توانایی پوشش هیدروکسی آپاتیت از طریق برهم‌کنش‌های غیرکوالانسی با پروتئین ها و فاکتورهای رشد و ایجاد پوشش‌های هیبریدی در راستای تسریع فرایند التیام استخوان نیز مطالعه‌شده‌است[۲۸]. پوشش‌های حاوی منیزیم (منیزیم فسفات) سرعت انحلال و جذب بالاتری را نسبت به پوشش‌های کلسیم فسفات از خود نشان‌داده‌اند[۲۹].

در مطالعات محیط آزمایشگاهی بر روی پوشش‌های حاوی یون منیزیم و پوشش‌های حاوی یون‌های کلسیم و فسفات تکثیر و تمایز سلول‌های استئوبلاست‌ها در پوشش‌های حاوی یون منیزیم بهتر انجام شده‌است [۳۰].بزرگترین عیب منیزیم خوردگی آلیاژ منیزیم پوشش داده‌شده بر سطح ایمپلنت قبل از التیام استخوان در اطراف ایمپلنت

می‌باشد. اخیراً از تکنیک تابش مایکروویو برای توسعه کریستال‌های فسفیدمنیزیم جهت پوشش ایمپلنت با موفقیت استفاده‌شده‌است.

لی و همکارانش بر روی ایمپلنت‌های آلیاژ تیتانیم پوششی از جنس اپی‌گالوکاتچین گالات وکلریدمنیزیم که شامل یک پوشش شبکه‌ای پلی‌فنل – فلز بود را با استفاده از روش تابش میکروویو اعمال‌نمودند که منجر به رهایش موفق یون‌های منیزیم استئو کانداکتیو و بهبود استئواینتگریشن در فضای بین ایمپلنت و استخوان اطراف آن شد[۳۱].



شکل۲. پوشش سطحی آلیاژ تیتانیوم با استفاده از شبکه پلی‌فنل -منیزیم برای بهبود یکپارچگی استخوانی

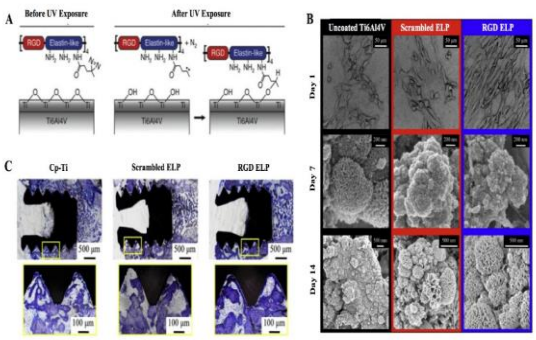
از روش‌های اعمال پوشش می‌توان به روش گرافن اشاره‌نمود . گرافن از یک لایه اتم کربن تشکیل‌شده‌است، بنابراین سطح بالایی دارد و می‌توان آن را روی مواد فلزی با اشکال پیچیده اعمال‌نمود. این پوشش‌ها ثبات ساختاری و مقاومت به تخریب مکانیکی –شیمیایی خوبی را از خود نشان‌می‌دهد که می‌تواند در جلوگیری از خوردگی ایمپلنت‌های آلیاژ تیتانیم مؤثر باشد. اکسید گرافن نوع جدیدی از نانو مواد کربنی دو بعدی است که تعداد زیادی از گروه‌های فعال حاوی اکسیژن واقع در سطح مانند گروه‌های کربوکسیل و هیدروکسیل با قابلیت عملکرد را داراست[۳۲].

لی و همکارانش از تکنیک پاششی اتمیزه‌کردن اولتراسونیک به منظور اضافه‌کردن اکسیدگرافن بر روی سطح ایمپلنت تیتانیمی اصلاح شده با روش ترکیبی ماسه‌پاشی به علاوه حکاکی با اسید استفاده‌نمودندکه تکثیر، چسپندگی و تمایز سلول‌های استخوان در سطح ایمپلنت‌های اصلاح‌شده با اکسیدگرافن افزایش‌یافت[۳۳].

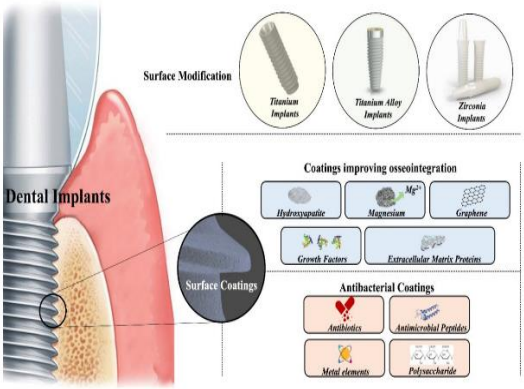
پوشش‌دهی با فاکتورهای رشد [۳۴]. نیز همراه با افزایش تشکیل استخوان و بهبود فرآیند استئواینگریشن بوده‌است [۳۵].

استفاده از پروتئین‌های ماده زمینه‌ای خارج سلولی روشی دیگر برای بهبود زیست سازگاری سطح ایمپلنت‌ها و چسپندگی سلول‌ها به سطح ایمپلنت معرفی شده‌است[۳۶].

طی مطالعه‌ای با اعمال پروتئین شبیه الاستین بر روی سطح ایمپلنت تیتانیمی تسریع استئواینتگریشن و عدم حرکت ناشی از شل‌شدن ایمپلنت گزارش شده‌است[۳۷].



شکل۳. بهبود استئواینتگریشن در اثر اعمال پـــش پروتئینی شبه الاستین و ترکیب آرژنین-گلیسین و هیستدین با استفاده از اشعه ماورابنفش بر سطح ایمپلنت



شکل۴. تصویر شماتیک از اصلاح سطح و پوشش عملکردی ایمپلنت های دندانی

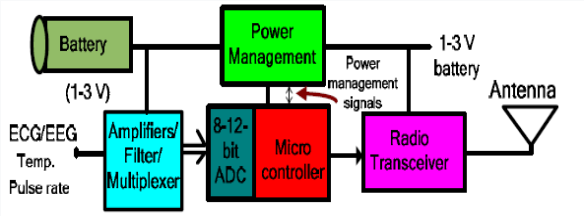
عفونت های مرتبط با ایمپلنت به یک عارضه رایج پس از عمل ایمپلنت تبدیل شده‌است . ترمیم، منجر به نارضایتی بیمار، هزینه اضافی و حتی شکست ایمپلنت می‌شود. باکتری‌ها بیشتر در بیوفیلم متصل به سطح ایمپلنت وجوددارند که از میکروارگانیسم های داخل آن در مقابل آنتی‌بادی‌ها محافظت‌می‌کند. استفاده زیاد از آنتی‌بی‌وتیک‌ها می‌تواند باعث تکثیر باکتری‌های مقاوم به دارو شود. بنابراین، بسیاری از محققین سعی در یافتن و ساخت ایمپلنت‌های اصلاح‌شده با پوشش‌های عملکردی دارند که می توانند از چسبندگی باکتری‌ها و تشکیل بیوفیلم جلوگیری کنندو یا باکتری‌ها را به طور مستقیم ازبین‌ببرند[۳۸]. بنابراین هدف از مقاله حاضر مروری بر روش نوین اصلاح سطح ایمپلنت‌های دندانی داخل استخوان فک در راستای بهبود استئواینگریشن و کاهش عفونت‌های مجاور ایمپلنت می‌باشد.

۸،۱. پدیده متحدشدن استخوان با سطح کاشتنی و اهمیت آن(استئواینتگریشن)

هدف اولیه اصلاح سطح ایمپلنت درون استخوان ، اصلاحات در جهت تعدیل سطح ایمپلنت ،پاسخ بافت میزبان و انجام یکپارچگی استخوانی بهتر است[۳۹] .التیام زخم در اطراف ایمپلنت قرار داده شده در داخل استخوان طی سه مرحله روی می دهد.ابتدا با تشکیل لخته خونی در اثر فعال سازی بیو شیمیایی سپس فعال سازی سلولی و نهایتا" پاسخ سلولی رخ می دهد.این تغییرات سریع در طی فاز جراحی منجر به فعال سازی مسیر بیو شیمیایی می شود.با بکار گیری و فعال سازی سلول های مزانشیمی در سطح ایمپلنت ،تکثیر وتمایز سلولی روی می دهد و سلول های تمایز یافته با ساخت ماده ی زمینه ای کلاژن و به دنبال آن معدنی شدن ماده زمینه ای تشکیل استخوان بر سطح ایمپلنت روی می دهد.در روش اصلاح سطح حکاکی با اسید منجر به بیان بیشترکلاژن نوع یک و اصلاح توپوگرافی سطح همراه با تمایز بیشتر استئو بلاست ها می باشد اما روش های اصلاح سطح شیمیایی مانند اکسیداسیون آندی و استفاده از اشعهٔ ماورا ء بنفش با تشکیل لایه زیستی بر روی سطح ایمپلنت وایجاد سطح آبدوست به بهبود یکپارچگی استخوانی بین سطح ایمپلنت و استخوان در تماس با آن کمک می کنند [۴۰] .در واقع در بیشتر روش های اصلاح سطح هدف بهبود و تسریع استئواینتگریشن به هنگام قرار گرفتن ایمپلنت در درون استخوان فک می باشد [۴۱].

۹،۱.مزایا و کاربرد شبکه های بی سیم نواحی بدن در پزشکی

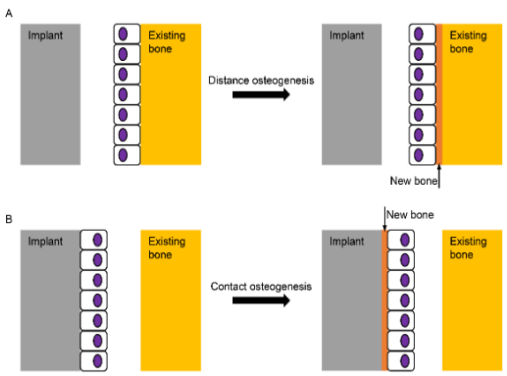
کاربرد شبکه های بی سیم نواحی بدن در محیط های پزشکی ممکن است شامل گره های حسگر کاشته شده در بدن انسان باشد.این گره های حسگر توانایی دریافت و انتقال اطلاعات بیولوژیک از بدن انسان به یک وسیله کنترل کننده بر روی بدن انسان را دارند.گرههای حس گر سه عملکرد مهم را در بدن انسان به عهده دارند که شامل آشکار نمودن سیگنال ،دیجیتالی کردن و کد گذاری آن ،کنترل ارزیابی چند گانه و انتقال بدون سیم از طریق فناوری گیرنده رادیویی می باشند.ریزپردازنده ها علاوه بر دریافت و پردازش اطلاعات،طرح مدیریت انرژی برای کنترل توزیع انرژی از باطری در حالت نرمال را هم انجام می دهد.سیگنال دریافتی از بدن معمولا" ضعیف و همراه با نویز می باشدریا، که در ابتدا باید سیگنال تقویت شود وسیگنال های ناخواسته(نویز) از طریق فیلترینگ حذف شوند ،در مرحله بعد تبدیل آنالوگ به دیجیتال بر روی سیگنال انجام می شود و پس از پردازش در ریز پردازنده ذخیره می شود ،در نهایت انتقال اطلاعات به بیرون از بدن از طریق گیرنده رادیویی ایجاد می شود.گرههای حسگر باید از لحاظ اندازه کوچک باشند همچنین از جنبه مصرف انرژی نیز باید کارآمد باشند.با کاشت گرههای حسگر در نواحی مناسب فک می توان وجود عفونت و عدم استئواینتگریشن را بموقع تشخیص داد تا بیماران دارای ایمپلنت های کاشته شده در فک مدت زمان زیادی را بدون روی دادن استئواینتگریشن در انتظار ایجاد این پروسه باقی نمانند و در روند درمانی آنها در طی زمان مناسب تری انجام شود. با این روش تشخیصی دندانپزشکان به کارآمد بودن روش های اصلاح سطح و موفقیت یا عدم موفقیت آن در هر بیمار اگاه خواهند شد.ضمن آنکه به طور روتین با ید از اشعه ی ایکس برای تشخیص پدیده استئواینتگریشن استفاده نمایند که دارای عوارض جانبی برای بیمار می باشد اما در روش مذکور در هر زمان می توانند بیمار را کنترل نمایند.[۴۲].



شکل.۵ نمودار بلوکی گره حسگر بدون سیم

۲.بحث

هنگامی که ایمپلنت های ماشین کاری شده(گرد و مستقیم) در درون استخوان فک قرار داده می شوند تنها استخوان سازی از راه دور رخ می دهد که زمان بیشتری برای استئواینتگریشن کافی و تحمل نیروهای جویدن نیاز می باشد،بنابراین برای کاهش این زمان و استخوان سازی تماسی اصلاح سطح ایمپلنت ها ضروری به نظر می رسد.محققین با استفاده از روشهایی چون ماسه پاشی با استفاده از پودرهای زیست سازگار یا حکاکی با استفاده از اسید می توانند به این هدف دست یابند. با این روشهای اصلاح سطح سلول های استخوان ساز به نواحی زیر مهاجرت کرده و فرو رفتگی های ایجاد شده در سطح ایمپلنت را با ترشح ماتریکس استخوانی پر می کنند و در نهایت التیام بهتر استخوان و استئواینتگریشن زودتر روی خواهد داد.تحقیقات اخیر محققین نشان داده است که سطوح نانوتوپوگرافیکی ایمپلنت های تیتانیمی در پاسخ های بیولوژیکی اولیه بافت سخت مجاور ایمپلنت شامل فعالیت استئو بلاست ها و واکنش استئو کلاست ها مؤثر می باشند همچنین این سطوح نانو ساختار می توانند به عنوان سطوحی مناسب برای رهایش دارو و ایجاد خاصیت آنتی باکتریال نیز عمل نمایند و از چسپیدن باکتری به سطح جلو گیری کنند.



شکل ۶. نمایی از مکانیسم های بهبود استخوان دراطراف ایمپلنت.(A) دراستخوان سازی از راه دور، جهت تشکیل استخوان دوراز استخوان موجود ومجاورسطح ایمپلنت است.(B)در استخوان سازی تماسی، جهت مخالف است، و تشکیل استخوان در فاصله سطح ایمپلنت و استخوان مجاور آن روی می دهد، که در حالت های فاقد اصلاح سطح این استخوان سازی رخ نمی دهد

در هنگام قرار دادن ایمپلنت در درون استخوان فک ابتدا ایمپلنت با آب و یونهای آن در تماس خواهد بود سپس پروتئین های پلاسما از طریق پل های یونی به سطح ایمپلنت می چسپند و لخته فیبرین تشکیل می شود که این لخته با پروتئین های ماده ی زمینه ای خارج سلولی جایگزین خواهد شد،این پروتئین های چسپنده (فیبرونکتین و ویترونکتین)توسط پروتئین های غشای سلول های استئوژنیک شناسایی شده و موجبات اتصال سلول های استخوان ساز به سطح ایمپلنت را فراهم می آورند از این رو اعمال پوشش های پروتئنی با ترکیباتی مشابه پروتئین های ماده زمینه ای خارج سلولی(هیالورونیک اسید) موجب اتصال زود هنگام سلول های استئو زنیک واستئواینتگریشن زود هنگام خواهد شد. ایجاد الگوهای مشخص با ساختار میکرو یا نانو با استفاده از لیزر بویزه لیزر فمتوسکند، سلولهای استئوژنیک را در داخل این الگوها (ناودان)به دام انداخته و اتصال بهتر سلول ها به این جایگاه روی می دهد ،بدنبال بستر سازی موفق سلول های استئوژنیک ،تکثیر و تمایز سلول ها نیز روی می دهد و درنهایت استئواینتگریشن موفقی روی خواهد داد. چندین مطالعه نشان داده اند که پوشش هیدروکسی آپاتیت می تواند به بهبود بالینی، تماس بیشتر استخوان به ایمپلنت، بافت استخوانی بیشتر و عدم وجود نواحی استئولیزبین رزوه های ایمپلنت دارای پوشش هیدروکسی آپاتیت را در مقایسه با پیچ های بدون روکش منجر شود ،اما مشکل کلینیکی اصلی استفاده از ایمپلنت های دارای پوشش هیدروکسی آپاتیت این است که بعد از مدتی پوشش از سطح زیر لایه جدامی شود،که می توان با روشهای اصلاح سطح چون سل – ژل به جای روش نامناسب پاشش پلاسمایی این مشکل را کاهش داد. استفاده از شیشه های زیستی به عنوان پوشش بر سطح ایمپلنت ها و رهایش یون هایی نظیر سدیم ،کلسیم،سیلیکون ،فسفات،پتاسیم و فسفر برمهاجرت و تکثیر سلول های استئو بلاست تأثیر خواهد گذاشت و پیامد این پدیده جذب وضعیت زجاجیه وجایگزینی آن با استخوان تازه تشکیل شده ظرف مدت کوتاه می باشد. به نظر می رسد اعمال پوشش های ترکیبی شامل پروتئین های استئواینداکتیو و آنتی بیوتیک ها بر سطح ایمپلنت خاصیت آنتی باکتریال و بهبود استئواینتگریشن را فراهم می نماید، هر چند پوشش های ایمپلنت های دندانی حاوی آنتی بیوتیک ، ممکن است طیف محدودی از باکتریها را مهار می نماید در عوض اثرات ضد باکتریایی عناصر فلزی همانند نقره،روی ومس بکار برده شده در پوشش ایمپلنت ها در سطوح متعدد و برروی طیف وسیعی از باکتریها طی مطالعات محققین نشان داده شده است ،بطوری که نانو ذرات نقره قادر به نفوذ در دیواره سلول باکتری ،تغییر ساختار غشای سلولی و حتی مرگ سلولی می باشند[۴۳].همچنین زینک توانایی بهبود استئواینتگریشن و مهار چسپندگی باکتری های گرم مثبت و منفی را از خود نشان داده است[۴۴].به همین منظور محققین از روش اکسیداسیون الکترولیت پلاسما برای قراردادن ذرات زینک در پوشش دی اکسید تیتانیم استفاده نموده اند و با این پوشش رشد اشرشیاکلی و استافیلو کوکسی آئوروس را مهار نموده اند[۴۵] .طی مطالعاتی خاصیت مهار رشد،کلونیزاسیون و چسپندگی باکتریها در پوشش های فسفات کلسیم حاوی زینک به اثبات رسیده است [۴۶]. نانو ذرات مس نیز هم خاصیت ضدباکتریایی و بهبود پدیده ی استئواینتگریشن را از خود نشان داده اند[۴۷]. از پپتید های ضد باکتریایی(لاکتوفرین) نیز می توان بعنوان پوشش ضد باکتری بر سطح ایمپلنت ها استفاده نمود[۴۸].استفاده از پلی ساکاریدها(کیتوسان) نیز به عنوان یک پوشش ضد باکتریایی پیشنهاد محققین طی مطالعات اخیر می باشد.بنابراین محققین به دنبال یافتن روشهایی جهت اصلاح سطح در راستای دستیابی به استئواینتگریشن بهتر و زود هنگام و همچنین روشهایی جهت کاهش عفونت در مجاورت ایمپلنت های دندانی داخل استخوان فک می باشند واین تحقیقات همچنان ادامه دارد.

۳. نتیجه گیری

هدف از پیشرفت در روشهای اصلاح سطح فیزیکی و شیمیایی،توسعهء سطح مناسب جهت تسریع در فرآیند استئواینتگریشن،کوتاه نمودن دوره درمان بیماران و موفقیت آمیز بودن عملکردایمپلنت های دندانی داخل استخوان می باشد. اتصال زیست مولکول ها ومواد زیست فعال در سطح ایمپلنت فرایند استئو ژ نیک(چسپندگی سلول،تحریک استئوژنیک و حتی اثرات ضد باکتریایی) را ترویج خواهد داد.استفاده از مواد مشابه به ترکیبات ماده ی زمینه ای خارج سلولی به همراه نانوذرات فلزی را می توان به عنوان روشی مناسب در جهت کاهش التهاب مجاور ایمپلنت و بهبود همراه با تسریع استئواینتگریشن معرفی نمود.هنوز مطالعات بیشتری در راستای معرفی یک پوشش مناسب از لحاظ ویژگی های مکانیکی، فیزیکی،ضد باکتریایی ، ایجاد پدیده ی استئواینتگریشن وتشخیص زودهنگام این پدیده با گره های حسگر واقع در شبکه های بی سیم نواحی بدن ، باید توسط محققین صورت گیرد تا در نهایت ایمپلنتی با کارایی نزدیک به دندان طبیعی در دسترس بیماران قرار گیرد،بنابراین امیدوار کننده ترین روشهای اصلاح سطح ایمپلنت طی سالهای اخیر شامل پوشش های بهبود دهنده ی استئواینتگریشن و پوشش های آنتی باکتریال معرفی شده است.با استفاده از گرههای حسگر ،دندانپزشکان می توانند روند تسریع استئواینتگریشن را بدون استفاده از اشعه ی ایکس در هر بیمارو در هر زمان پس از کاشت ایمپلنت پیگیری نمایند ضمن آنکه باید از لحاظ مقرون به صرفه بودن روش فوق از لحاظ اقتصادی نیز روشی کارآمد برای بیمار به حساب آید.

مراجع

1. A.M. Alsolami, N.T. Hashem, &. F.F. Athagafi, Y.M. Alghamadi, Y.R Almaddah, “Basic concepts and techniques

of dental implants: a review "International journal of medicine in developing countries,vol. 5,no. 2, 2021.
2. R.B. Osman, M.v. Swain, "A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. Materials,vol. 8, 2015.
3. L.F. Cooper, "A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants" J Prosthet Dent.vol. 84, 2000.
4.A. Siddiqi, A. G. Payne, R. K. De Silva, W. J. Duncan, Titanium allergy: could it affect dental implant integration?. Clin Oral Implants Res,vol. 22 , 2011.
5.L. Gineste, M. Gineste, X. Ranz, A. Ellefterion, A. Guilhem, N. Rouquet, P. Frayssinet, "Degradation of hydroxylapatite, fluorapatite, and fluorhydroxyapatite coatings of dental implants in dogs. J Biomed Mater Res, vol. 48, 1999.
6.H. Dong, N. Zhou, H. Liu, H. Huang, G. Yang, L. Chen, M. Ding, Y. Mou, " Satisfaction analysis of patients with single implant treatments based on a questionnaire survey" Patient Prefer. Adherence, vol. 13, 2019.
7.T. Nguyen-Hieu, A. Borghetti, G. Aboudharam, " Peri-implantitis: From diagnosis to therapeutics" J. Investig. Clin. Dent, Vol. 3, 2012.
8.A. Warreth, M. Cremonese, "Dental implants:An overview. Implant Dentistry, vol. 44, 2017.
9.K. A. Thomas " Hydroxyapatite coatings" Orthopaedics , vol.17, 1994.
10.N. Sykaras, A. M. Iacopino, Y. A. Marker, V. A. Triplett, R.G. Woody " Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review" Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 15, 2000.
11.K. W. Higuchi, T. Folmer, C. Kultje, " Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study" J Oral Maxillofac Surg, vol. 53, 1995.
12.A. Warreth, H. Fesharaki, R. McConville, D. McReynolds, " An introduction to single implant abutments" Dent Update , vol. 40, 2013.
14.A. A. Jones, D. L. Cochran, " Consequences of implant design"Dent Clin North Am, vol. 50, 2006.
15.S. Cha, Y. S. Park, " Plasma in dentistry" Clin. Plasma Med, vol. 2, 2014.
16.D. P. Tarnow, S. C. Cho, S. S. Wallace, " The effect of inter-implant distance on the heigh of inter-implant bone crest" J Periodontol, vol. 71, 2000.
17. P. L. Brånemark, " Osseointegration and its experimental studies" J Prosthet Dent, vol. 50, 1983.
18. L. Sennerby, L. E. Ericson, P. Thomsen, U. Lekholm, P. Astrand, " Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants" Clin Oral Implants Res, vol. 2, 1991.
19. C. M. L. Clokie, H. Warshawsky, "Morphological and radioautographic studies of bone formation in relation totitanium implants using the rat tibia as a model" Int J Oral and Maxillofac Implants, vol. 10, 1995.
20. A. Warreth, H. Fesharaki, R. McConville, D. McReynolds, " An introduction to single implant abutments" Dent Update, vol. 40, 2013.
21. O. Geckili, H. Bilhan, E. Geckili, A. Cilingir, E. Mumcu, C. Bural, "Evaluation of possible prognostic factors for the success, survival, and failure of dental implants" Implant Dent , vol. 23, 2014.
22. U. Lekholm, G.A. Zarb, "Patient selection and preparation. In: Tissue-Integrated Prostheses" Osseointegration in Clinical, vol. 3, 1985.
23. F. Javed, G. E. Romanos, "The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants A literature review" J Dent, vol. 38, 2010.
24. C. E. Misch, "ContemporaryImplantDentistry 2nd edn. St Louis: Elsevier, 2008.
25. R. B. Osman, A. H. Elkhadem, M. V. Swain, " Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis" Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 28, 2013.
26. Z. Özkurt, E. Kazazoğlu, " Zirconia dental implants: a literature review" J Oral Implantol , vol. 37, 2011.
27. R. Fuentealba, J. Jofré, "Esthetic failure in implant dentistry"Dent Clin North Am, vol. 59, 2015.
27. M. Aivazi, M. H. Fathi, F. Nejatidanesh, V. Mortazavi, B. Banihashemi, J. P. Mantiniella, "The evaluation of prepared microgroove pattern by femtosecond laser on Alumina-zirconia nanocomposite for endosseous dental implant application" Laser med sci, vol. 31, 2016.
28. S. Gracis, K. Michalakis, P. Vigolo, P. Steyern, M. Zwahlen, L. Sailer, " Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review" Clin Oral Implants Res, vol. 23, no. 6, 2012.
29. K. Akça, M. C. Cehreli, H. Iplikçioğlu, " Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse- taper implant. A nonlinear finite element stress analysis" Clin Oral Implants Res, vol. 14, 2003.
30. H. Dong, H. Liu, N. Zhou, Q. Li, G. Yang, L. Chen, Y. Mou, "Surface Modified Techniques and Emerging Functional Coating of Dental Implants" Coatings, vol. 10, 2020.
31. R. M. Segundo, H. M. Oshima, I. N. Silva, L. H. Burnett , E. G. Mota, L. L. Silva, "Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis" Stomatologija , vol. 11, 2009.
32. W. S. Jing, M. H. Zhang, L. Jin, J. Zhao, O. Gao, M. ,Ren, Q. Y. Fan, " Assessment of osteoinduction using a porous hydroxyapatite coating prepared by micro-arc oxidation on a new titanium alloy"Int. J. Surg, vol. 24, 2015.
33. A. Choi, B. Ben-Nissan, J. Matinlinna, R. C. Conway, " Current perspectives: Calcium phosphate nanocoatingsand nanocomposite coatings in dentistry" J. Dent. Res, vol. 92, 2013.
34. C. H. Fang, Y. W. Lin, F. H. Lin, J. S. Sun, Y. H. Chao, H. Y. Lin, Z. C. Chang, " Biomimetic Synthesis of Nanocrystalline Hydroxyapatite Composites: Therapeutic Potential and Effects on Bone Regeneration"Int. J. Mol. Sci, vol. 20, 2019.
35. P. P. Binon, M. J. McHugh, " The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw-stability"Int J Prosthodont, vol. 9, 1996.
36. A. Cantwell, J. A. Hobkirk, " Pre-load loss n gold prosthesis-retaining screws as a function of time" Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 19, 2004.
37. K. B. Tan, J. T. Nicholls, "Implant-abutment screw-joint pre-load of 7 hex-top abutment systems" Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 16, 2001.
38. S. R. Shin, J. HaeLin, H. L. Jang, P. Khoshakhlagh, M. Akbari, A. Nasajpour, Y. S. Zhang, A. Tamayol, A. Khademhosseini, " Graphene-based materials for tissue engineering" Adv. Drug Deliv. Rev, vol. 105, 2016.
39. Q. Li, Z. Wang, " Involvement of FAK/P38 Signaling Pathways in Mediating the Enhanced OsteogenesisInduced by

Nano-Graphene Oxide Modification on Titanium Implant Surface" Int. J. Nanomed, vol. 15, 2020.
40. K. L. Goheen, S. G. Vermilyea, J. Vossoughi, J. R. Agar, "Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torqueing devices for osseointegrated implants" Int J Oral Maxillofac Implants , vol. 9, 1994.
41. F. D. Almeida, A. C. Carvalho, M. Fontes, A. Pedrosa, R. Costa, J. W. Noleto, C. F. Mourão, " Radiographic evaluation of marginal bone level around internal-hex implants with switched platform: a clinical case reportseries" Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 26, 2011.
42.Y. Jamil, R. Khan and Mehme. Wireless Body Area Network (WBAN) for Medical Applications,
New Developments in Biomedical Engineering, Domenico Campolo (Ed.), ISBN: 978-953-7619-57-2, InTech,2010.
43. A. Warreth, M. Ramadan, M. R. Bajilan, N. Ibieyou, J. El-Swiah, R. F. Elemam, " Fundamentals of occlusion and restorative dentistry. Part I: basic principles" J Ir Dent Assoc, vol. 61, 2015.
44. A. H. Chou, R. Z. LeGeros, Z. Chen, Y. Li, "Antibacterial effect of zinc phosphate mineralized guided bone regeneration membranes" Implant Dent, vol. 16, 2020.
45. Q. Luo, H. Cao, L. Wang, X. Ma, X. Liu, "ZnO@ZnS nanorod-array coated titanium: Good to fibroblasts but bad to bacteria" J. Colloid Interface Sci, vol. 57, 2020.
46. S. Kranz, A. Guellmar, A. Voelpel, T. Lesser, S. Tonndorf-Martini, J. Schmidt, C. Faucon, U. Finger, W. Pfister, "Bactericidal and Biocompatible Properties of Plasma Chemical Oxidized Titanium(TiOB(®)) with Antimicrobial Surface Functionalization" Materials, vol. 12, 2019.
47. J. Rosenbaum, D. L. Versace, S. Abbad-Andallousi, R. Pires, C. Azevedo, P. Cénédese, P. A. Dubot, "Antibacterial properties of nanostructured Cu-TiO(2) surfaces for dental implants" Biomater. Sci., vol. 5, 2017.
48. X. Wang, H. Dong, J. Liu, G. Qin, D. Chen, E., Zhang, " In vivo antibacterial property of Ti-Cu sintered alloy implant" Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl, vol. 100, 2019.