این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

Published by: Iranian Society for Biomedical Engineering / www.isbme.ir

Iranian Journal of Biomedical Engineering

www.ijbme.org / P-ISSN: 2008-5869 / E-ISSN: 8006-9685

Volume 18, Issue 2, Summer 2024, 127 - 138

Investigation on five key surface roughness parameters of some imported commercially available dental implants in Iran

Dehghanpour, Amir Ali [1] / Rokn, Amirreza [2]/ Rouhi, Gholamreza [3*]

[1] – MSc Student, Orthopedic and Dental Biomechanics Laboratory, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
[2] – Emeritus Professor, Department of Periodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[3] - Associate Professor, Orthopedic and Dental Biomechanics Laboratory, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2046595.1935
Received: 24/11/2024 Revised: 25/1/2025 Accepted: 24/2/2025

KEYWORDS

Dental implants
Surface roughness
Roughness parameters
Atomic force microscopy
Stability

ABSTRACT

Dental implants have been identified as one of the most favorite treatment methods for replacing lost teeth. Osseointegration, the formation of bone tissue around a dental implant surface, is considered as the most important factor in the implantation process. Surface roughness of dental implants is one of the main factors influencing the osseointegration process, by directly affecting the cellular behavior at the bone-implant interface through influencing differentiation of mesenchymal stem cells to bone making cells, osteoblasts. Even though many studies carried out to investigate the effects of surface roughness on the osseointegration so far, but there is a lack of report on the important roughness parameters of dental implants and their optimal values. This work aimed at first introducing the most influential surface roughness parameters in dental implants, then quantifying them for four imported brands frequently used by Iranians nowadays. To this end, after making a thorough literature review on the existing articles in this field of research, five surface roughness parameters in dental implants, i.e., arithmetic average height, root mean square, skewness, kurtosis, and area developed ratio, were introduced and highlighted. Then, through employing atomic force microscopy, the five most influential surface roughness parameters were quantified for four well-known imported brands of dental implants, i.e., Novodent, Cowell Medi, Megagen and Dyna dental implants. It was found, in spite of the fact that all brands apparently underwent similar surface modification processes, the values of topographical parameters of various brands were different, which can be due to the existing differences in the values of different variables involved in the surface modification techniques. Considering that all brands are among the well-reputed dental implants, it seems reasonable to use data collected in this research, as a criterion for checking the surface quality of dental implants manufactured in Iran.

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

ناشر: انجمن مهندسی پزشکی ایران / www.isbme.ir

مجله‌ی مهندسی پزشکی زیستی

شاپای چاپی: ۵۸۶۹-۲۰۰۸ / شاپای الکترونیکی: ۹۶۸۵-۸۰۰۶ / www.ijbme.org

دوره: ۱۸، شماره: ۲، تابستان ۱۴۰۳، ۱۲۷ - ۱۳۸

ارزیابی پنج پارامتر کلیدی زبری سطحِ برخی از برندهای تجاری ایمپلنت دندانی موجود در ایران

دهقان پور، امیرعلی [۱] / رکن، امیررضا[۲]/ روحی، غلامرضا [۳]*

[۱] – دانشجوی کارشناسی ارشد، آزمایشگاه بیومکانیک ارتوپدی و دندانی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

[۲] _ استاد بازنشسته، گروه پریودنتولوژی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

[۳] – دانشیار، گروه بیومکانیک ارتوپدی و دندانی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2046595.1935

ثبت در سامانه: ۱۴۰۳/۹/۴ بازنگری: ۱۴۰۳/۱۱/۶ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۲/۶

واژه های کلیدی

ایمپلنت دندانی
زبری سطح
پارامتر های زبری
میکروسکوپ نیرو اتمی
پایداری

چکیده

ایمپلنت‌های دندانی به عنوان یکی از موفق‌ترین روش‌های درمانی برای جایگزینی دندان از دست‌رفته شناخته می‌شود. ادغام استخوانی، که به تشکیل بافت استخوانی در اطراف ایمپلنت دندانی اشاره دارد، به عنوان مهم‌ترین عامل موفقیت کاشت ایمپلنت دندانی شناخته می‌شود. زبری سطح ایمپلنت‌ها یکی از عوامل تأثیرگذار بر ادغام استخوانی است که مستقیما بر تمایز سلول‌های بنیادی مزانشیمی به استئوبلاست‌ها و فعالیت سلول‌ها در محل اتصال استخوان و ایمپلنت تاثیر می‌گذارد. اگرچه تاکنون مطالعات زیادی برای بررسی اثر زبری سطح بر ادغام استخوانی انجام شده است، اما آزمون استانداردی برای سنجش زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی وجود ندارد. هدف اصلی این پژوهش در ابتدا معرفی آزمون سنجش زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی و استفاده از این تست جهت ارزیابی عددی زبری سطح چهار برند ایمپلنت وارداتی که در ایران مورد استفاده قرار می‌گیرند، است. به این منظور، ابتدا بر اساس مقالات پیشین، پارامترهای اساسی زبری سطح ایمپلنت‌ها که شامل میانگین حسابی زبری، جذر میانگین مربعات زبری، کشیدگی، چولگی و مساحت سطح افزایش یافته است، معرفی شد و سپس روشی برای اندازه‌گیری آنها، با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، معرفی و اندازه‌گیری برای چهار برند تجاری ایمپلنت دندانی مورد استفاده در ایران، شامل برند نوودنت، کاول مدی، مگاژن و داینا، انجام شد. در این تحقیق مشخص شد که با وجود این که همه برندها از فرآیندهای مشابهی برای اصلاح سطح استفاده کرده‌اند، مقادیر پارامترهای زبری برندها با یکدیگر تفاوت دارند که میتواند به دلیل تفاوت در مقادیر متغیرهای مختلف موثر در فرآیند اصلاح سطح باشد. با توجه به اینکه هر چهار برند از جمله برندهای معتبر ایمپلنت‌های دندانی هستند، استفاده از داده‌های جمع آوری شده در این تحقیق می‌تواند به عنوان معیاری برای بررسی کیفیت سطح ایمپلنت‌های دندانی تولید شده در ایران استفاده شود.

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

۱- مقدمه

امروزه کاشت ایمپلنت‌های دندانی رایج‌ترین روش برای جایگزینی عملکرد و بهبود ظاهر دندان از دست‌رفته است. ایمپلنت دندانی یک ماده زیستی است که معمولا از تیتانیوم و آلیاژهای آن به خصوص تیتانیوم گرید۴ و گرید ۵ پزشکی که شامل تیتانیوم، آلومینیوم و وانادیوم است، ساخته می‌شود. تیتانیوم و آلیاژهای آن موادی دارای سفتی، استحکام، مقاومت در برابر خوردگی و زیست‌سازگاری بالا هستند[۱]. در فرآیند کاشت ایمپلنت دندانی، ایمپلنت در ابتدا توسط جراح در داخل استخوان فک کاشته می‌شود و معمولا پس از صرف زمان سه الی شش ماه، بافت استخوانی در اطراف ایمپلنت تشکیل می‌شود و پروتز دندانی بر روی ایمپلنت نصب می‌شود. یکی از مهم‌ترین پارامترهای موفقیت بالینی در فرآیند کاشت ایمپلنت دندانی، فرآیند ادغام استخوانی است که به تشکیل بافت استخوان در سطح مشترک بین استخوان فک و ایمپلنت اشاره دارد. پس از فرآیند ادغام استخوانی موفق، ایمپلنت در داخل استخوان فک تثبیت شده و می‌تواند مشابه عملکرد ریشه دندان طبیعی عمل کند[۲].

در سال ۱۹۸۱ میلادی، آلبرکتسون و همکارانش عوامل اصلی موثر بر فرآیند ادغام را معرفی کردند که عبارتند از: کیفیت استخوان فک در اطراف ایمپلنت، طراحی و هندسه ایمپلنت، تکنیک جراحی کاشت ایمپلنت دندانی، شرایط بارگذاری بر ایمپلنت در طی دوره ادغام استخوانی، زیست‌سازگاری ایمپلنت دندانی، و ویژگی‌های سطح ایمپلنت اعم از زبری سطح، آبدوستی سطح و ساختار شیمیایی تشکیل دهنده سطح ایمپلنت [۳]. زبری سطح، به عنوان یکی از ویژگی‌های مهم سطح ایمپلنت دندانی، یکی از مؤثرترین عوامل در فرآیند ادغام استخوانی در نظر گرفته می‌شود که به طور مستقیم بر رفتار سلول‌های استخوان ساز (استئوبلاست) در سطح مشترک بین استخوان و ایمپلنت تأثیر می‌گذارد[۴].

ادغام استخوانی یک زنجیره از پدیده‌های بیولوژیکی است که به صورت متوالی رخ می‌دهد[۵]. پس از قرار دادن ایمپلنت در داخل استخوان، فرآیند ادغام استخوانی با مرحله التهاب در اطراف ایمپلنت دندانی آغاز می‌شود. پس از ایجاد لخته خون در اطراف سطح ایمپلنت، پروتئین‌های مختلف در سطح مشترک بین استخوان و ایمپلنت جذب سطح ایمپلنت دندانی می‌شوند و این امر باعث مهاجرت سلولی از طریق سیگنال‌های شیمیایی می‌گردد. در همین حین، یک داربست فیبرین بین ایمپلنت و استخوان اطراف آن تشکیل می‌شود که مسیری برای مهاجرت سلول‌های بنیادی مزانشیمی به سطح ایمپلنت را فراهم می‌کند. پس از چند روز، سلول‌های ایمنی بدن بافت نکروز باقیمانده در فاصله بین استخوان و ایمپلنت را پاکسازی کرده و فرآیند رگ‌زایی آغاز می‌شود. به دلیل تحریک‌های مکانیکی و شیمیایی، سلول‌های بنیادی مزانشیمی به استئوبلاست‌ها تمایز یافته و در نتیجه، استخوان نابالغ فضای بین ایمپلنت و استخوان را پر می‌کنند. سپس، در طی فرآیند نوسازی استخوان طی چند هفته/ماه، استخوان متخلخل با استخوان لایه ای جایگزین شده و ایمپلنت دندانی به طور کامل درون استخوان تثبیت می‌شود[۵-۷].

زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی در مقیاس میکرومتر، در مراحل اولیه فرآیند ادغام استخوانی بر روی نوع و میزان پروتئین‌هایی که به سطح جذب می‌شوند تاثیرگذار است. علاوه بر این، زبری سطح نقش مهمی در تمایز سلول‌های بنیادی مزانشیمی به استئوبلاست‌ها ایفا می‌کند. سلول‌های بنیادی مزانشیمی سلول‌هایی تمایز نیافته هستند که تحت تأثیر محرک‌های مختلف مکانیکی و شیمیایی می‌توانند به سلول‌های استئوبلاست و یا فیبروبلاست، که سلول‌های تشکیل دهنده بافت فیبروزی هستند، تمایز یابند. یکی از ویژگی‌هایی که از تشکیل غشای فیبروزی جلوگیری می‌کند، زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی است که تحریک مکانیکی مناسب را به بدنه سلول وارد می‌کند و سبب تمایز سلول مزانشیمی بنیادی به سلول‌های استئوبلاست، بجای تبدیل شدن به سلول‌های فیبروبلاست، می‌شود [۸و۹].

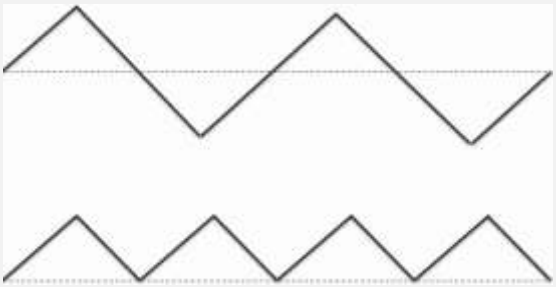
در چند دهه گذشته، تأثیر زبری سطح بر ادغام استخوانی مورد توجه بسیاری از محققین قرار گرفته است که این علاقه منجر به توسعه تکنیک‌های مختلف اصلاح سطح برای دستیابی به زبری مطلوب در سطح ایمپلنت‌های دندانی شده است. تکنیک‌های اصلاح سطح ایمپلنت‌های دندانی به دو دسته افزایشی و کاهشی تقسیم می‌شود. سندبلاست، اسید اچینگ، آندیزاسیون از جمله روش‌های کاهشی، و پوشش‌دهی به وسیله هیدروکسی آپاتیت از جمله روش‌های متداول افزایشی ایجاد زبری بر روی سطح ایمپلنت‌های دندانی هستند. سندبلاست، بعنوان یک تکنیک کاهشی پرکاربرد شناخته‌شده، زبری سطح را از طریق برخورد ذرات سرامیکی ، مانند اکسید آلومینیوم یا اکسید تیتانیوم ، با سرعت بالا به سطح ایجاد می‌کند. اسید اچینگ، تکنیک کاهشی دیگری است که با قرار دادن ایمپلنت در معرض اسیدهایی مانند هیدروکلریک اسید و فلئوریک اسید و ایجاد واکنش‌های شیمیایی بر روی سطح ایمپلنت، زبری مورد نظر را ایجاد می‌کند. در حالی که تکنیک‌های کاهشی دیگری نیز وجود دارند، رایج‌ترین تکنیک اصلاح سطح ایمپلنت‌های

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

دندانی تجاری، ترکیبی از سندبلاست و اسید اچینگ است، که عمدتاً به دلیل سادگی و مقرون به‌صرفه بودن ، امروزه مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی تجاری قرار می‌گیرند [۱۰]. در مقابل، تکنیک‌های افزایشی مانند پوشش‌های هیدروکسی آپاتیت امروزه کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. رها شدن ذرات پوشش‌دهی شده در حین بارگذاری بر روی ایمپلنت، و همچنین احتمال جدا شدن پوشش از سطح ایمپلنت از جمله معایبی است که می‌تواند منجر به شکست کلینیکی کاشت این نوع ایمپلنت دندانی شود [۱۱].

اگرچه مطالعات زیادی تأثیر زبری سطح بر فرآیند ادغام استخوانی را نشان می‌دهند، اما هنوز روش واحدی برای ارزیابی کمی زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی وجود ندارد. بسیاری از مقالاتی که به ارزیابی زبری ایمپلنت‌های دندانی می‌پردازند، تنها از پارامتر میانگین ارتفاع حسابی (Ra در دو بعد و Sa در سه بعد)، که میانگین مطلق ارتفاع ناهمواری‌های سطح از خط/صفحه میانی است، به عنوان شاخصی برای زبری سطح استفاده می‌کنند. ایراد اصلی استفاده از تنها یک پارامتر ، یعنی میانگین حسابی زبری سطح ، که در شکل ۱ نشان داده شده است، آن است که سطوح با آرایش زبری متفاوت و بنابراین فرآید ادغام استخوانی متفاوت، می‌توانند مقدار میانگین حسابی زبری سطح یکسانی داشته باشند. بنابراین اتکا ی صرف به پارامتر میانگین زبری سطح به عنوان یک پارامتر واحد زبری می‌تواند در مقایسه سطوح مختلف مشکل‌ساز شود، زیرا سطوحی ممکن است مقدار میانگین زبری سطح یکسانی داشته باشند، اما دارای توپوگرافی‌های متفاوتی باشند و بنابراین می‌توانند باعث رفتار سلولی متفاوتی شوند و نهایتا به ادغام استخوانی متفاوتی منجر شوند [۱۲].



شکل (۱)- دو سطح مختلف زبر شده ایمپلنت دندانی در مقیاس میکرو ، با ساختار متفاوت و احتمالا رفتار متفاوت استخوان اطراف ،اما دارای میانگین زبری سطح یکسان (نقطه‌چین بیانگر خط میانی)

در سال ۲۰۱۲ چرکانویچ و همکارانش ویژگی‌های توپوگرافی پنج نوع ایمپلنت دندانی با اصلاح سطح‌های متفاوت را بررسی کردند. نتایج این تحقیق نشان داده‌است گروهی که تحت عملیات دو مرحله ای اسید اچینگ قرار گرفته‌اند و گروهی که با ذرات هیدروکسی آپاتیت سندبلاست شده‌بودند، بیشترین زبری سطح را نسبت به دیگر گروه‌ها داشتند، در حالی که ترکیب اسید اچینگ و پوشش هیدروکسی آپاتیت کمترین زبری سطح را نشان داده‌است [۱۳]. علاوه بر این، تحلیل کیفی گروه‌ها نشان داده‌است که اصلاحات سطح متفاوت منجر به ایجاد مورفولوژی‌های متفاوتی بر روی سطح شده‌است [۱۳]. در مطالعه دیگری در سال ۲۰۱۲، روزا و همکارانش تأثیر ترکیب سندبلاست و اسیداچینگ را بر زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی مورد ارزیابی قراردادند [۱۴]. بر اساس نتایج این تحقیق، مشاهده‌کردند که نمونه‌های ایمپلنت‌های دندانی تجاری مختلف، با وجود استفاده از روش اصلاح سطح ترکیبی سندبلاست و اسیداچینگ، دارای زبری سطح‌های مختلف هستند [۱۴]. آن‌ها نتیجه‌گیری کردند که پارامترهای مختلف در این روش، مانند فشار سندبلاست و یا دمای اسید در فرآیند اسیداچینگ، می‌توانند بر زبری نهایی سطح تأثیرگذار باشند. در مطالعه ای مشابه در سال ۲۰۲۰، نیکولاس-سیلونته و همکارانش زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی تجاری را ارزیابی کردند و مشاهده‌کردند که ایمپلنت‌هایی که به روش ترکیبی سندبلاست و اسیداچینگ اصلاح سطح شده‌اند در محدوده زبری مناسبی جهت تحریک سلول‌های استخوانی قراردارند، در حالی که نمونه ای که فقط اسید اچینگ شده بود، سطحی با زبری بسیار کمتر را نشان‌داد[۱۵].

یکی از اهداف تحقیق حاضر معرفی پارامترهای کلیدی مرتبط با توپوگرافی سطح ایمپلنت‌های دندانی میباشد. در این تحقیق برای نخستین بار مقادیر پنج پارامتر کلیدی مرتبط با توپوگرافی سطح برای چهار برند تجاری شناخته شده و پرمصرف در ایران، به منظور یافتن معیاری برای برآورد کیفیت سطح ایمپلنت‌های تولید شده در ایران، ارائه شده‌است و سپس ارزیابی بیومکانیکی پارامترها و تاثیر آن‌ها بر فعالیت و رفتار سلول‌های استخوانی در تعامل با سطح ایمپلنت بیان شده‌است. جهت حصول اهداف مذکور، ابتدا بعد از مرور دقیق مقالات موجود در ادبیات حاضر پنج پارامتر کلیدی مرتبط با زبری سطح شناسایی و معرفی شدند. سپس با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی مقادیر مرتبط با پنج پارامتر کلیدی برای چهار ایمپلنت تجاری منتخب اندازه‌گیری شدند. شایان ذکر است پارامترهای کلیدی مرتبط با زبری سطح که در این تحقیق مورد سنجش قرار گرفته‌اند

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

میتوانند ویژگی‌های توپوگرافی سطح ایمپلنت‌های دندانی را به‌طور قابل قبولی توصیف کنند و میتوان از آن‌ها برای تمایز و مقایسه زبری سطح چهار ایمپلنت تجاری موجود استفاده در ایران نیز استفاده نمود.

۲- روش انجام تحقیق

فرایند شناسایی و سنجش زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی که در پژوهش حاضر استفاده شده‌است را می‌توان به سه بخش تقسیم کرد: شناسایی پارامترهای اساسی زبری سطح، آشنایی با ابزارهای اندازه‌گیری زبری سطح و انتخاب روش برتر، و شناسایی ناحیه ی مناسب برای ارزیابی زبری بر روی بدنه ایمپلنت‌های دندانی.

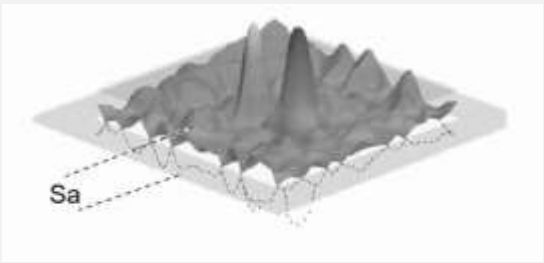
یکی از مهم‌ترین بخش‌های ارزیابی زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی شناسایی پارامترهای موثر بر رفتار ایمپلنت و استخوان اطراف آن، همچنین تعامل بین ایمپلنت و استخوان می‌باشد که به صورت عددی هندسه سطح و وضعیت ناهمواری‌ها و پستی و بلندی‌های سطح در مقیاس میکرو، مانند قله‌ها و دره‌ها را توصیف می‌کنند. در این تحقیق، پنج پارامتر کلیدی توپوگرافی سطح شامل پارامتر میانگین حسابی زبری سطح، پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح، پارامتر چولگی سطح، پارامتر کشیدگی سطح، و پارامتر مساحت سطح افزایش یافته برای مشخصه‌یابی جزئیات سطح در مقیاس میکرومتری به کار گرفته شده‌اند. تمام پارامترهای زبری در سه بعد هستند تا ماهیت سطح ایمپلنت دندانی را به طور دقیق تری تقریب بزنند [۱۲]. در ادامه، تعریف مختصری از هر پارامتر زبری ارائه شده‌است.

پارامتر میانگین حسابی زبری سطح: این پارامتر قدر مطلق میانگین ارتفاع ناهمواری‌های سطح از صفحه میانی را توصیف می‌کند. این پارامتر نسبت به ناهمواری‌های نامتعارف سطح (داده‌های پرت بر روی سطح) حساسیت بالایی ندارد [۱۶]. از معادله (۱) می‌توان برای محاسبه میانگین حسابی زبری یک سطح استفاده کرد [۱۷]. شکل ۲ نمایی شماتیک از پارامتر میانگین حسابی زبری سطح را نشان می‌دهد.

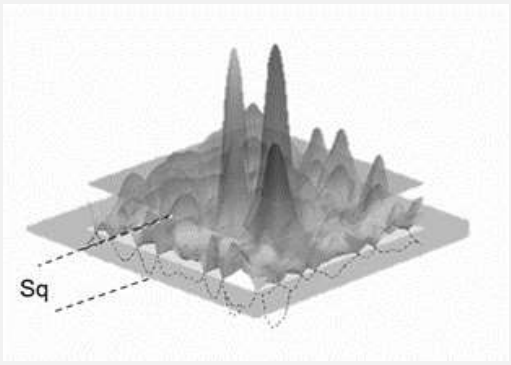
$$S_a = \left(\frac{1}{A}\iint_0^A |Z(x,y)|\, dxdy\right) \qquad (۱)$$

در معادله (۱)، A مساحت سطح مورد ارزیابی و Z(x,y) تابع مربوط به ارتفاع سطح است.

پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح: این پارامتر مجذور توان دوم مقادیر ارتفاع ناهمواری‌های سطح از صفحه میانی است. این پارامتر نسبت به قله‌ها و دره‌های کوچک و داده‌های نامتعارف روی سطح حساس است [۱۶]. می‌توان از معادله (۲) برای تعیین مقدار این پارامتر استفاده‌کرد [۱۷]. شکل ۳، نمای شماتیک پارامتر جذر میانگین مربعات سطح را نشان می‌دهد.



شکل (۲)- نمای شماتیک پارامتر میانگین حسابی زبری سطح (۱۸)



شکل (۳)- نمایش شماتیک پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح (۱۸)

$$S_q = \sqrt{\frac{1}{A}\iint (|Z(x,y)|^2)\, dA} \qquad (۲)$$

در معادله (۲)، A مساحت سطح مورد ارزیابی و Z(x,y) تابع مربوط به ارتفاع سطح است.

پارامتر چولگی سطح ایمپلنت: این پارامتر میزان تقارن ناهمواری‌های سطح را نسبت به صفحه میانی بیان می‌کند. زمانی که سطح دارای قله‌ها و دره‌های متقارن باشد، مقدار پارامتر چولگی سطح برابر با صفر است. مقدار مثبت پارامتر چولگی نشان‌دهنده تعداد بیشتر قله‌ها نسبت به دره‌ها، یا قله‌ها بلندتر از عمق دره‌ها است، در حالی که مقدار منفی پارامتر

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

چولگی نشان‌دهنده تعداد بیشتر دره‌ها نسبت به قله‌ها و یا دره‌ها عمیق‌تر نسبت به ارتفاع قله‌ها است[۱۶]. معادله ریاضی برای چولگی در زیر آورده شده‌است[۱۷].

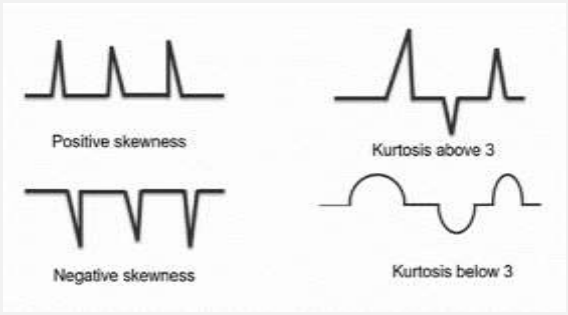
$$S_{sk} = \frac{1}{S_q^{\,3}}\left(\frac{1}{A}\iint_0^A \left(Z(x.y)\right)^3 dA\right) \qquad (۳)$$

در معادله (۳)، Sq نشان‌دهنده مقدار پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح است. A مساحت سطح مورد ارزیابی و Z(x,y) تابع مربوط به ارتفاع سطح است.

پارامتر کشیدگی سطح: این پارامتر بیانگر میزان تیزی ساختار قله‌ها و دره‌های سطح است. زمانی که سطح دارای قله‌ها و دره‌های تیز باشد، پارامتر کشیدگی سطح عددی بالای ۳ را نشان می‌دهد، در حالی که اگر ناهمواری‌های سطح تقریباً مایل به مسطح باشند، این مقدار کمتر از ۳ خواهدبود [۱۶]. معادله (۴) معادله پارامتر کشیدگی را نشان می‌دهد [۱۷]، و در شکل ۴ نمایی شماتیک از پارامترهای چولگی و کشیدگی سطح را میتوان مشاهده‌کرد.

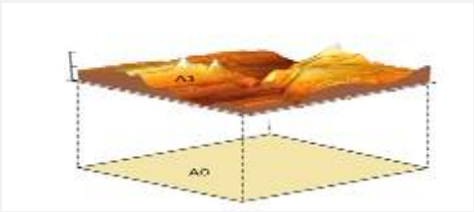
$$S_{ku} = \frac{1}{S_q^{\,4}}\left(\frac{1}{A}\iint_0^A \{Z(x.y)\}^4\, dxdy\right) \qquad (۴)$$

در معادله (۴)، Sq نشان دهنده مقدار پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح است. A مساحت سطح مورد ارزیابی و Z(x,y) تابع مربوط به ارتفاع سطح است.



شکل (۴)- نمایی شماتیک از پارامترهای چولگی (سمت راست بالا و راست پایین) و کشیدگی (سمت چپ بالا و چپ پایین) زبری سطح

پارامتر مساحت سطح افزایش یافته: این پارامتر بیانگر میزان افزایش مساحت سطح ایمپلنت دندانی پس از اصلاح سطح در مقایسه با سطح اصلاح نشده‌است. سطحی که دارای ناهمواری‌های بزرگ‌تری باشد، مساحت سطح بیشتری دارد و در نتیجه، مقدار مساحت سطح افزایش یافته آن نسبت به یک سطح صاف‌تر با ناهمواری‌های کمتر، بالاتر خواهدبود [۱۹]. معادله (۵) بیانگر رابطه ریاضی پارامتر مساحت سطح افزایش یافته است و شکل ۵ این پارامتر را به صورت شماتیک نمایش می‌دهد.



شکل (۵)- نمای شماتیک پارامتر مساحت سطح افزایش یافته

$$S_{dr} = \frac{(A1 - A0)}{A0} * 100 \qquad (۵)$$

در معادله (۵)، A1 نشان دهنده مساحت سطح پس از اصلاح سطح، و A0 نشان دهنده مساحت سطح مورد ارزیابی است.

ابزار اندازه گیری کمی زبری سطح ایمپلنت‌ها

در این مطالعه، از میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) ، که نوعی میکروسکوپ پراب پویشی است برای اندازه‌گیری و کمی‌سازی توپوگرافی سطح استفاده شده‌است. میکروسکوپ نیروی اتمی شامل یک اهرم فلزی منعطف، سوزن، منبع لیزر و یک آشکارساز است. سر سوزن به اهرم متصل است و با بررسی و حرکت بر روی سطح، یک تصویر توپوگرافی تشکیل می‌دهد. این تصویر با بازتاب پرتو لیزر از پشت اهرم و شناسایی آن توسط آشکارساز ایجاد می‌شود [۲۰]. میکروسکوپ نیروی اتمی به علت دارا بودن سوزن نانومتری برای پویش سطح، می‌تواند زبری سطح را با دقت نانومتری برآورد کند و خطای بسیار کمتری نسب به سایر میکروسکوپ‌های پویشی سطح دارد.

ابزار اندازه گیری کیفی زبری سطح ایمپلنت‌ها

در این مطالعه، از میکروسکوپ الکترونی روبشی جهت ارزیابی و تصویر برداری کیفی با بزرگنمایی بالا از سطح ایمپلنت‌ها استفاده شده است. در میکروسکوپ الکترونی روبشی از منبع پرتاب الکترون و همچنین از یک شناساگر الکترون برای بررسی کیفی سطح استفاده می‌شود. در این میکروسکوپ، الکترون با

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

سرعت بالا به سطح برخورد می‌کند و الکترون‌های بازگشتی از سطح توسط شناساگر جذب و تحلیل می‌شوند و یک تصویر با بزرگنمایی بسیار بالا از سطح نمایش داده می‌شود.

ناحیه مورد ارزیابی در این تحقیق

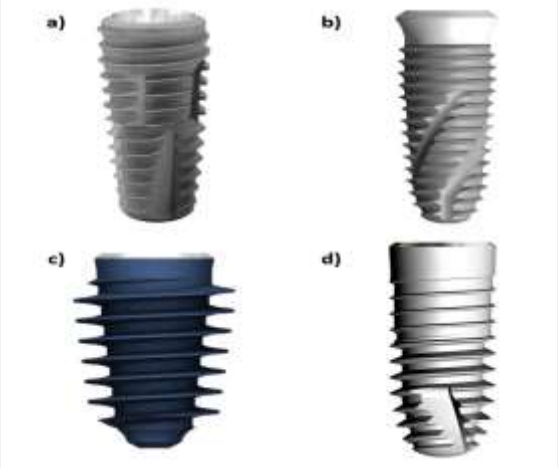
به دلیل ساختار استوانه‌ای شکل و رزوه دار ایمپلنت‌های دندانی، بخش‌های مختلفی از بدنه ایمپلنت میتوانند برای ارزیابی توپوگرافی مورد استفاده قرار گیرند ناحیه اول، ناحیه بالای رزوه است که به بالاترین نقاط رزوه‌ها در بدنه ایمپلنت اشاره دارد. ناحیه دوم، ناحیه دره رزوه است که به پایین‌ترین بخش رزوه‌ها اشاره دارد. ناحیه سوم ناحیه فلانج است که به ناحیه شیب دار بدنه رزوه‌های ایمپلنت مربوط می‌شود [۱۲]. ناحیه چهارم، ناحیه صاف انتهایی است که به ناحیه صاف و بدون انحنای کوچکی در انتهای بدنه ایمپلنت دندانی اشاره دارد. شکل ۶ بخش‌های مختلف ایمپلنت دندانی را نشان می‌دهد. با توجه به اینکه تمام بدنه ایمپلنت دندانی به وسیله روش یکسان اصلاح سطح می‌شوند، فرض بر آن است که همه نواحی مقادیر زبری مشابهی داشته باشند. در این تحقیق، ناحیه صاف انتهایی انتخاب شده‌است تا یک سطح بدون خمیدگی مورد بررسی قرار گیرد و از آسیب احتمالی به نوک میکروسکوپ نیروی اتمی جلوگیری شود.

شکل (۶)- نمای شماتیک بخش‌های مختلف بدنه ایمپلنت دندانی

نمونه‌های مورد آزمایش

در این تحقیق، از چهار گروه که هر گروه شامل سه ایمپلنت دندانی از یک برند سازنده ایمپلنت تجاری که در بازار ایران بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند جهت تست و ارزیابی توپوگرافی سطح استفاده شده‌است. گروه اول شامل سه ایمپلنت از برند نوودنت سوئیس است. ایمپلنت‌های نوودنت مورد ارزیابی در این گروه از تیتانیوم گرید چهار ساخته شده‌اند. همچنین طول ایمپلنت‌ها ده میلی متر و قطر آن‌ها پنج و نیم میلی‌متر بوده‌است. اصلاح سطح ایمپلنت‌های نوودنت به روش ترکیبی سندبلاست و اسیداچینگ انجام شده‌است با این خصوصیت که فرآیند اسیداچینگ دو بار انجام گرفته‌است. گروه دوم ایمپلنت‌های برند کاول مدی از کره جنوبی است. ایمپلنت‌های این شرکت از تیتانیوم گرید چهار ساخته شده‌اند و قطر آن سه و سه دهم میلی متر است و طول آن دوازده میلی‌متر است. ایمپلنت‌های کاول مدی به روش ترکیبی سندبلاست و اسید اچینگ اصلاح سطح شده‌اند.

گروه سوم در این تحقیق شامل ایمپلنت‌های دندانی از برند مگاژن کره جنوبی است. ایمپلنت‌های دندانی برند مگاژن از تیتانیوم گرید چهار ساخته شده‌اند و دارای قطر پنج میلی متر و طول شش و دو دهم میلی‌متر بوده‌است. اصلاح سطح ایمپلنت‌های دندانی مگاژن هم توسط روش ترکیبی سندبلاست و اسیداچینگ انجام شده است. گروه چهارم این تحقیق از سه ایمپلنت برند دایانا ساخت کشور هلند تشکیل شده‌است. ایمپلنت این برند از تیتانیوم گرید پنج تجاری ساخته شده‌است و دارای طول ده میلی‌متر و قطر سه و شش دهم میلی‌متر بوده‌است. روش اصلاح سطح این ایمپلنت دندانی روش ترکیبی سندبلاست به وسیله ذرات هیدروکسی آپتایت و اسیداچینگ بوده است. تصویر ایمپلنت‌های مورد ارزیابی قرار گرفته در این پژوهش در شکل ۷ قابل مشاهده‌است.



شکل (۷)- ایمپلنت‌های دندانی مورد ارزیابی در این تحقیق. ایمپلنت گروه اول (نوودنت)(a)، ایمپلنت گروه دوم (کاول مدی)(b)، ایمپلنت گروه سوم (مگاژن)(c)، و ایمپلنت گروه چهارم (دایانا)(d).

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

روش ارزیابی زبری نمونه‌ها

در ابتدا نمونه‌ها تا قبل از ارزیابی در بسته‌بندی خود نگهداری شدند تا از تماس با هوا و آغاز اکسیداسیون و آلودگی جلوگیری شود. به دلیل انحنای بدنه نمونه‌ها، آن‌ها با استفاده از چسب روی پایه میکروسکوپ نیروی اتمی تثبیت شدند. عدم تثبیت نمونه‌ها می‌تواند باعث حرکت آن‌ها در حین تصویر برداری با نوک پروب شود که این امر می‌تواند باعث اختلال در فرایند تصویربرداری و تولید داده‌های نامعتبر شود. تحلیل میکروسکوپ نیروی اتمی با استفاده از حالت تماسی انجام شد و نگهدارنده نمونه (پایه) حرکت سه‌بعدی داشت تا بتواند کل ناحیه انتخابی را مورد بررسی قراردهد. مساحت اندازه‌گیری برای ارزیابی زبری سطح در مقیاس میکرومتری، ۵۰ *۵۰ میکرومتر مربع بود. تصاویر توپوگرافی نمونه‌ها که توسط میکروسکوپ نیروی اتمی به دست آمدند، برای ارزیابی بیشتر زبری به نرم‌افزار Gwyddion نسخه ۲,۶۰ منتقل شدند و پارامترهای زبری محاسبه شدند. در مرحله بعد نمونه‌ها برای ارزیابی کیفی سطح توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی مورد ارزیابی قرار گرفتند و تصاویر کیفی سطح ایمپلنت‌ها بدست آمد.

ارزیابی آماری

در این پژوهش معناداری تفاوت میان گروه‌ها در تست زبری سنجی، به وسیله نرم افزار Minitab نسخه ۲۲,۲ و به وسیله تست تحلیل واریانس یک طرفه مورد ارزیابی قرار گرفت و مرز معناداری تفاوت $p < ۰,۰۵$ در نظر گرفته شد.

۳- یافته‌ها و بحث

در این پژوهش، پارامترهای زبری سطح شامل: میانگین حسابی زبری سطح، جذر میانگین مربعات زبری سطح، پارامتر چولگی سطح، پارامتر کشیدگی سطح، و پارامتر مساحت سطح توسعه یافته مربوط به ایمپلنت‌های چهار گروه معرفی شده در بخش قبل استخراج شدند و در جدول ۱ ارائه شده‌اند.

اولین پارامتر معرفی شده، پارامتر میانگین حسابی زبری سطح است. گروه‌های اول (برند نوودنت) و دوم (برند کاول مدی) در این تحقیق، عدد میانگین زبری سطح ۱,۲۸ میکرومتر و ۱,۹۲ میکرومتر را نشان می‌دهند. گروه سوم (برند مگاژن) با عدد ۲ میکرومتر بالاترین میانگین حسابی زبری را در بین گروه‌ها داراست، اما نمونه‌های ایمپلنت دندانی گروه چهارم (برند داینا) عددی پایین‌تر از یک را نشان می‌دهند که کمترین میزان میانگین حسابی زبری بین چهار گروه می‌باشد. باید توجه شود که بر اساس مطالعات پیشین ، سطوح دارای میانگین حسابی زبری سطح بین یک تا دو دارای زبری مطلوب طبقه‌بندی می‌شوند [۲۱]. میانگین حسابی زبری زیر یک میکرومتر به عنوان زبری حداقلی و میانگین حسابی زبری بالای دو میکرومتر به عنوان سطح فوق زبر دسته بندی می‌شود [۲۱]. بنابراین گروه اول (برند نوودنت) و دوم (برند کاول مدی) و سوم (برند مگاژن) در دسته زبری مطلوب دسته‌بندی می‌شوند که به ناهمواری‌های میکرومتری در ابعاد مناسب می‌تواند محرک مکانیکی مطلوبی برای فعالیت سلول‌های استخوان‌ساز ایجاد کنند. همچنین سطح گروه چهارم با قرار گرفتن در دسته زبری حداقلی امکان عدم تحریک مکانیکی سلول‌ها در دوره فرآیند ادغام استخوانی را بالا می‌برد. یکی از دلایل احتمالی زبری حداقلی در گروه چهارم، استفاده از آلیاژ تیتانیوم گرید ۵ است که سطح سخت تری به نسبت تیتانیوم گرید ۴ دارد و احتمالا ذرات سندبلاست قادر به ایجاد زبری مطلوب بر روی سطح نشده اند [۱۴]. دلیل احتمالی بعدی استفاده از ذرات هیدروکسی آپتایت در سندبلاست گروه چهارم است که ذراتی کوچکتر و نرم‌تر در مقایسه با ذرات متداول سندبلاست مانند آلومینیوم اکسید است.

پارامتر بعدی مرتبط با زبری سطح، جذر میانگین مربعات زبری سطح است. گروه سوم (برند مگاژن) در این تحقیق با عدد ۲,۸۹ میکرومتر دارای بالاترین عدد جذر میانگین مربعات در بین چهار برند می‌باشد. گروه دوم (برند کاول مدی) و گروه چهارم (برند داینا) به ترتیب با ۲,۲۶ میکرومتر و ۱,۷۳ میکرومتر رتبه‌های بعدی در مقدار پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح هستند. گروه چهارم (برند داینا) نیز با عدد ۱,۶۳ میکرومتر دارای کمترین میزان پارامتر جذر میانگین مربعات زبری سطح است. با توجه به اینکه جذر میانگین مربعات زبری سطح به ناهمواری‌های بزرگ حساس است، می‌توان نتیجه گرفت که سطح گروه سوم (برند مگاژن) دارای بیشترین ناهمواری‌های بزرگ است. این ناهمواری‌ها احتمالا در اثر فرآیند سندبلاست ایجاد شده‌اند و بزرگی ذرات و یا فشار بالای ذرات در هنگام برخورد از عوامل موثر در ایجاد ناهمواری‌های بزرگ سطح است. همچنین این پارامتر و پارامتر میانگین حسابی زبری سطح با یکدیگر ارتباط مستقیم دارند و بالارفتن هر کدام به منزله بالا رفتن پارامتر دیگر است اما این رابطه به صورت خطی نیست.

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

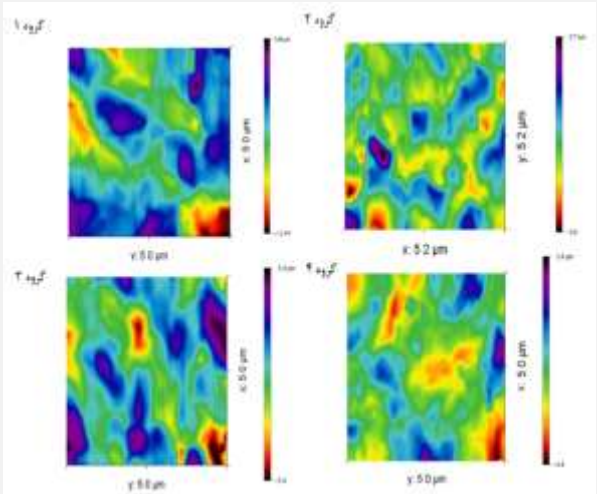
گروه های مورد ارزیابی	میانگین حسابی زبری سطح (میکرو متر)	جذر میانگین مربعات (میکرومتر)	چولگی	کشیدگی	مساحت سطح توسعه یافته (٪)
گروه ۱	۱,۲۸(۰,۰۸)	۱,۶۳(۰,۳۰)	۳,۴۷(۰,۴۳)	۰,۳۹(۰,۰۷)	۶۰,۸۱(۵,۳)
گروه ۲	۱,۹۲(۰,۲۱)	۲,۲۶(۰,۶۵)	۲,۲۰(۰,۷۴)	-۰,۵۵(۰,۱۴)	۴۳,۳۴(۱۱,۸)
گروه ۳	۲,۰۸(۰,۱۷)	۲,۸۹(۰,۱۱)	۳,۱۶(۰,۶۲)	۰,۶۲(۰,۱۰)	۵۱,۷۴(۷,۹)
گروه ۴	۰,۹۶(۰,۱۵)	۱,۷۳(۰,۴۷)	۱,۹۳(۰,۳۱)	۰,۱۱(۰,۲۱)	۳۲,۳۸(۴,۴)

جدول (۱)- پارامترهای زبری سطح بدست آمده از ۴ گروه ایمپلنت‌های دندانی در این تحقیق، در هر گروه سه ایمپلنت دندانی مورد آزمون قرار گرفته اند(گروه ۱: برند نوودنت ، گروه ۲: برند کاول مدی ، گروه ۳: برند مگاژن ، و گروه ۴: برند داینا). مقادیر میانگین مربوط به نمونه‌ها و انحراف از معیار نمونه‌های هر گروه (مقادیر داخل پرانتز) گزارش شده‌اند. ($p<۰,۰۵$)

پارامتر دیگر مورد ارزیابی بعدی پارامتر چولگی سطح است. پارامتر چولگی سطح بیانگر برتری قله‌ها به دره‌ها (مقادیر مثبت) یا دره‌ها به قله‌ها (مقادیر منفی) بر روی سطح است. اهمیت این پارامتر در ایجاد فضا به وسیله قله‌ها بین سطح ایمپلنت و سطح استخوان است. وجود قله‌ها در سطح باعث به وجود آمدن فضای مناسب جهت فعالیت سلول‌ها می‌شود در حالیکه اگر دره‌ها در سطح بیشتر باشند فاصله میان ایمپلنت و استخوان کاهش می‌یابد و فضای مناسب جهت فعالیت سلول‌ها به وجود نمی‌آید [۲۲]. بر اساس نتایج بدست آمده، گروه‌های اول (برند نوودنت)، سوم (برند مگاژن) و چهارم (برند داینا) دارای مقادیر مثبت پارامتر چولگی هستند در حالیکه پارامتر چولگی در گروه دوم این تحقیق(برند کاول مدی) دارای مقدار منفی است.

پارامتر زبری چهارم در این ارزیابی، پارامتر کشیدگی سطح است. کشیدگی سطح به میزان تیز بودن قله‌ها یا عمیق بودن دره‌ها (اعداد بالای ۳) و یا مسطح بودن دره‌ها و قله‌ها (اعداد پایین ۳) اشاره دارد. اهمیت این پارامتر در ایجاد تنش ما بین سطح ایمپلنت و بدنه سلول‌ها در فرآیند ادغام استخوانی است [۲۲]. سطوح تیز، تنش بالاتری نسبت به سطوح مسطح ایجاد می‌کنند و این تنش به عنوان یک محرک مکانیکی می‌تواند بر تمایز سلول‌ها و در نتیجه افزایش سرعت ادغام استخوانی اثرگذار باشد. در این تحقیق، گروه اول (برند نوودنت) و سوم (برند مگاژن) دارای مقادیر پارامتر کشیدگی بالای سه هستند، اما گروه‌های دوم (برند کاول مدی) و چهارم (برند داینا) دارای مقادیر کشیدگی پایین تر از سه هستند. دلیل احتمالی بالا بودن کشیدگی در گروه اول، فرآیند اصلاح سطح این گروه و استفاده دو بار اسیداچینگ میباشد که باعث می‌شود سطح دارای قله‌های تیز شود.

پارامتر آخر مورد ارزیابی در این تحقیق، پارامتر مساحت سطح افزایش یافته‌است. این پارامتر بیان می‌کند مساحت سطح ایمپلنت پس از اصلاح سطح و ایجاد زبری بر روی سطح به چه میزان افزایش یافته است. اهمیت این پارامتر در ایجاد بستری مناسب جهت فعالیت سلول‌ها است که با بزرگتر شدن مساحت سطح، فضا برای فعالیت و تکثیر سلول‌ها بیشتر می‌شود. همانطور که در جدول ۱ مشاهده می‌شود گروه اول (برند نوودنت)، با حدود ۶۰ درصد افزایش میزان زبری سطح، دارای بیشترین مقدار افزایش مساحت بوده‌است. گروه سوم (برند مگاژن) با ۵۱ درصد و گروه دوم (برند کاول مدی) با ۴۳ درصد به ترتیب دومین و سومین افزایش مساحت سطح پس از اصلاح سطح را داشته‌اند و گروه چهارم (برند داینا) با میزان ۳۲ درصد افزایش مساحت سطح کمترین میزان افزایش مساحت را نشان می‌دهد. دلیل احتمالی بزرگتر بودن مساحت سطح توسعه یافته نمونه‌های گروه اول (برند نوودنت)، فرآیند دو بار اسید اچینگ سطح است که باعث می‌شود سطح دارای ساختارهای زبری میکرومتری همگن در تمام قسمت‌ها شود. همچنین گروه چهارم (برند داینا) به علت استفاده از ذرات هیدروکسی آپتایت که ذرات بسیار کوچکی هستند، دارای مساحت سطح افزایش یافته کمتری است. شکل ۸ تصاویر توپوگرافی بدست آمده به وسیله میکروسکوپ نیرو اتمی از گروه‌های مختلف این تحقیق را نشان می‌دهد.



شکل (۸)- تصاویر توپوگرافی بدست آمده از سطوح چهار برند استفاده شده در این تحقیق (گروه ۱: نوودنت ,گروه ۲: کاول مدی, گروه ۳: مگاژن , گروه ۴: داینا) توسط میکروسکوپ نیروی اتمی

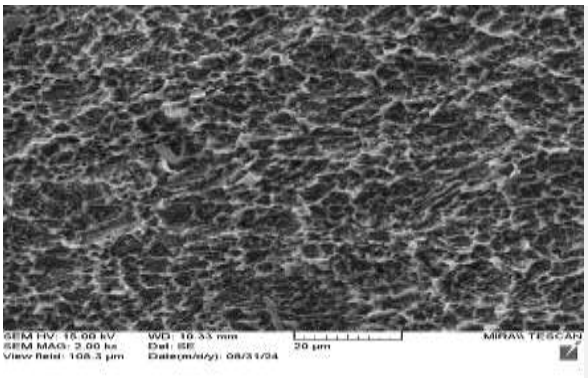
البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

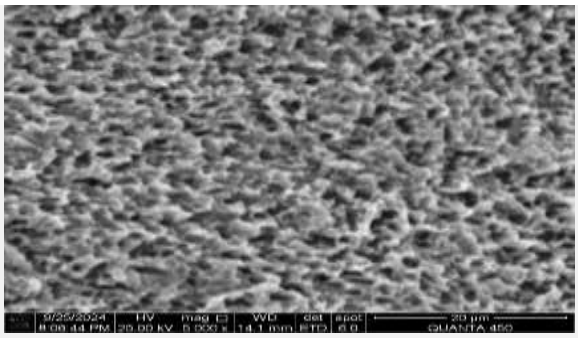
بررسی کیفی سطح ایمپلنت‌های دندانی

در این پژوهش، سطح ایمپلنت‌های دندانی به وسیله میکروسکوپ الکترونی روبشی مورد ارزیابی قرار گرفت و تصاویری از سطح نمونه‌ها بدست آمده‌است. تصاویر در شکل‌های ۹ الی ۱۲ قابل مشاهده‌اند.

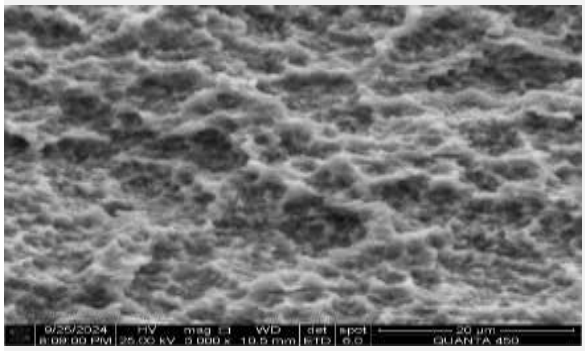
بر اساس تصاویر گرفته شده، می‌توان مشاهده کرد که سطح ایمپلنت گروه اول (برند نوودنت) دارای قله‌های سوزنی شکل است و به صورت تقریبا همگن پخش شده است. ایجاد قله‌های همگن بر روی سطح احتمالا در اثر دوبار اسید اچینگ در فرآیند اصلاح سطح این ایمپلنت ایجاد شده‌است. سطح گروه دوم (برند کاول مدی) و گروه سوم (مگاژن) هم ساختاری تقریبا همانند گروه اول دارند و دارای سطحی دارای قله‌های سوزنی شکل هستند که به طور همگن بر روی سطح پخش شده‌اند. این موضوع احتمالا به دلیل اصلاح سطح به روش اسیداچینگ برای سطوح این گروه‌ها ایجاد شده‌است. سطح چهارم (برند داینا) دارای ساختاری تقریبا متفاوت از بقیه ی گروه‌ها می‌باشد که دارای ساختاری لایه لایه و پوسته‌ای است. تصویر سطح مربوط به برند داینا مشخص می‌کند که آثار سندبلاست در این گروه باقیمانده است. بر اساس مقایسه تصویر سطح گروه چهارم با سایر گروه‌ها می‌توان احتمال داد که به وسیله فرآیند اسید اچینگ متفاوتی اصلاح شده‌است و آثار سندبلاست که باعث ایجاد ساختار پوسته ای می‌شود باقیمانده است.



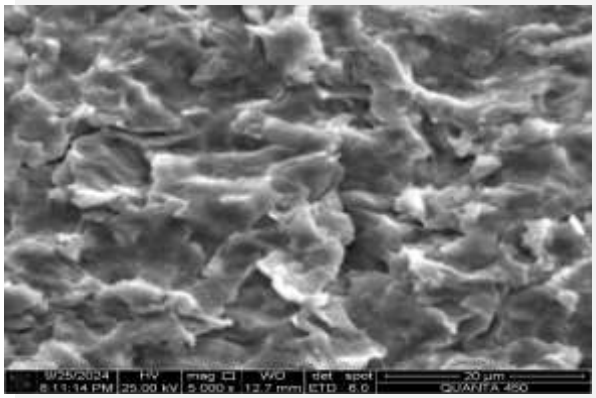
شکل (۹)- تصویر کیفی سطح ایمپلنت گروه (برند نوودنت)



شکل (۱۰)- تصویر کیفی سطح ایمپلنت گروه ۲ (برند کاول مدی)



شکل (۱۱)- تصویر کیفی سطح ایمپلنت گروه ۳ (برند مگاژن)



شکل (۱۲)- تصویر کیفی سطح ایمپلنت گروه ۴ (برند داینا)

۴- نتیجه گیری

اهداف این تحقیق شامل: معرفی مهمترین پارامترهای مربوط به توپوگرافی سطح ایمپلنت‌های دندانی، سپس اندازه‌گیری پارامترهای اساسی زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی چهار برند از ایمپلنت‌های دندانی پرکاربرد در بازار بود. انگیزه اصلی انجام تحقیق حاضر ناشی از عدم بررسی پارامترهای اساسی توپوگرافی سطح در ایران و بسنده نمودن به تنها یکی از آن‌ها،

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

بوده است. در حال حاضر تنها پارامتر مورد ارزیابی توسط وزارت بهداشت در ایران پارامتر میانگین حسابی مربوط به زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی می‌باشد، که به دلایل مطرح شده در این مقاله نیاز به تامل و بازبینی جدی دارد.

زبری سطح ایمپلنت که به ساختار میکرومتری (و یا نانومتری) سطح ایمپلنت اشاره دارد، به طور مستقیم بر تحریک مکانیکی سلول‌های استخوانی در طول فرآیند ادغام استخوانی اثر می‌گذارد و نقش مهمی در تکثیر، تمایز و فعالیت سلول‌های استخوانی، و نهایتا بر نرخ موفقیت کاشت ایمپلنت، دارد. در این پژوهش، ابتدا پارامترهای اساسی مرتبط با زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی بیان شدند و دستگاه‌های مورد نیاز برای زبری سنجی نیز معرفی شدند. در ادامه با سنجش زبری چهار برند از ایمپلنت‌های دندانی تجاری پرکاربرد در ایران، مقادیر پارامترهای زبری برای هر برند بدست آمد و راجع به هر پارامتر برای هر یک از برندهای مورد مطالعه بحثهای مورد نیاز در ارتباط با مکانوبیولوژی هر پارامتر انجام گردید. همچنین در این تحقیق مشاهده شد چهار برند مورد مطالعه، با وجود فرآیندهای اصلاح سطح تقریبا مشابه، اما مقادیر متمایزی از پارامترهای اساسی زبری سطح را نشان می‌دهند که این موضوع میتواند ناشی از مقادیر مختلف استفاده شده برای پارامترهای دخیل در فرآیندهای اصلاح سطح، مثلا زمان اسیداچینگ یا فشار استفاده شده در فرایند سندبلاست، باشد.

بر اساس نتایج پژوهش حاضر (جدول ۱) می‌توان نتیجه گرفت ایمپلنت‌های گروه اول (برند نوودنت)، گروه دوم (برند کاول مدی)، گروه سوم (برند مگاژن)، و گروه چهارم (برند دایانا) دارای میانگین حسابی زبری مطلوب می‌باشند. همچنین برای گروه‌های اول (برند نوودنت)، گروه دوم (برند کاول مدی) ، و گروه سوم (برند مگاژن) مقادیر سطح توسعه یافته قابل قبولی جهت فعالیت سلول‌های استخوانی مشاهده شده‌است. مقادیر چولگی مثبت و کشیدگی بالای سه برای دو گروه اول (برند نوودنت) و سوم (برند مگاژن) فعالیت سلول‌ها را تسهیل می‌کنند. برای گروه چهارم (برند دایانا) مساحت سطح توسعه یافته پایین‌تر از سایر گروه‌ها بوده‌است، که منجر به فعالیت سلول‌های استخوانی کمتری از سه برند دیگر و احتمالا به فرآیند ادغام استخوانی ضعیف‌تر منجر شود. با توجه به نتایج کمی زبری سطح ارائه شده در جدول ۱، ایمپلنت نوودنت در مقایسه با سایر نمونه‌ها دارای بهینه‌ترین سطح برای کاشت در داخل فک به دلیل تحریک مناسب سلول‌های استخوانی و تسهیل ادغام استخوانی در اطراف ایمپلنت است. با این حال، این نمونه تنها بر اساس زبری سطح بهینه‌ترین نمونه است و برآوردی بر دیگر عوامل موثر بر موفقیت بالینی ایمپلنت دندانی مثل هندسه ایمپلنت و تکنیک‌های جراحی بر روی نمونه‌ها انجام نشده‌است.

نتایج کمی زبری سطح بدست آمده در این تحقیق، با نتایج ارائه شده در مقاله اسوانبرگ و همکارانش[۲۳] در سال ۲۰۰۹ که به ارزیابی زبری سطح میکرومتری و نانومتری ایمپلنت‌های تجاری مطرح دنیا پرداخته است قابل مقایسه است. در تحقیق اسوانبرگ و همکاران، زبری سطح ایمپلنت‌های برند اشترومن و نوبل بایوکر به عنوان بهترین ایمپلنت‌های تجاری، دارای میانگین حسابی زبری سطح بین یک تا دو میکرومتر و مساحت سطح توسعه یافته به ترتیب ۷۴٪ و ۶۳٪ هستند. نتایج زبری سطح این برندها به نتایج زبری سطح نمونه‌های این پژوهش به ویژه نمونه شرکت نوودنت و کاول مدی نزدیک است. علت این تشابه زبری می‌تواند فرآیند اصلاح سطح تقریبا یکسان برندها باشد. همچنین در پژوهشی دیگر توسط لیو و همکارانش[۲۴] در سال ۲۰۱۳، تاثیر زبری سطح ایمپلنت‌های تجاری بر روی چسبندگی سلول‌های استخوانی به سطح مورد ارزیابی قرار گرفت و در آن، ایمپلنت‌های اشترومن و آسترا تک با میانگین حسابی زبری سطح بین یک تا دو میکرومتر، بیشترین میزان چسبندگی سلولی را داشتند. با توجه به آنکه نمونه‌های پژوهش حاضر نیز دارای میانگین حسابی زبری سطح در بازه یک تا دو میکرومتر هستند، می‌توان پیش بینی کرد که میزان چسبندگی سلول‌های استخوانی بر سطح آن‌ها نیز بالا خواهد بود.

بدیهی است که جهت حصول اطمینان از نتیجه گیری‌های انجام شده بر اساس نتایج تحقیق کمی-کیفی حاضر، نیاز است آزمون‌های برون- و سپس درون تنی انجام شود تا بتوان تاثیرات پارامترهای اساسی مربوط به توپوگرافی سطح ایمپلنت‌های دندانی را در رفتار برون- و درون تنی سلول‌ها شناسایی نمود. در انتها پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده برای سنجش زبری سطح ایمپلنت‌های دندانی ساخت ایران، تنها به سنجش پارامتر میانگین حسابی زبری سطح اکتفا ننموده، بلکه مقادیر مربوط به پارامترهای اساسی دیگر، که در این تحقیق معرفی شده‌اند، را اندازه‌گیری کرد و از قرار گرفتن آنها در محدوده مطلوب اطمینان حاصل نمود. بعلاوه پیشنهاد می‌شود از میکروسکوپ‌های لیزری جهت بررسی زبری سطح قسمت‌های مختلف ایمپلنت‌های دندانی استفاده شود تا از یکسان بودن ساختار میکرومتری سطح در تمام بدنه ایمپلنت‌های دندانی اطمینان حاصل کرد. میتوان جهت توسعه تحقیق حاضر و بررسی تاثیر ساختار سطح و ویژگی‌های سطح در مقیاس میکرومتر مانند چولگی و کشیدگی سطح، از آزمون‌های کشت

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد

این مقاله در مرحله ویراستاری بوده و نسخه نهایی آن به زودی در سایت قرار داده خواهد شد

سلولی بر روی سطح استفاده نمود تا تاثیر پارامترهای مختلف سطح بر روی سلول‌ها به صورت آزمایشگاهی مشاهده شود، که این خود مقدمه ایی خواهد بود بر آزمونهای درون تنی در حیوانات و یافته‌های جدیدتر در آینده.

۵- سپاس‌گزاری

نویسندگان از اعضای محترم گروه آزمایشگاه بیومکانیک ارتوپدی و دندانی (ODBL) دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر قدردانی میکنند. همچنین بدین وسیله قدردانی خود را از شرکت هنگام دندان، جهت تهیه ایمپلنت‌های برند کاول مدی و داینا، شرکت مهرآرابن جهت تهیه ایمپلنت‌های برند نوودنت، و شرکت مگاژن جهت تهیه ایمپلنت‌های برند مگاژن سپاسگزاری می‌کنند.

۶- مراجع

[1] Nicholson, W. J., "Titanium alloys for dental implants: A review," Prosthesis, Vol. 2, no. 2, pp. 11, 2020.
[2] Nelson, C., "Factors Affecting the Success of Dental Implants," in *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, InTech, pp. 319-364-2011.
[3] Albrektsson, T., et al., "Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man," Acta Orthop. Scand., Vol. 52, no. 2, pp. 155-170, 1981.
[4] Matos, G. R. M., "Surface Roughness of Dental Implant and Osseointegration," J. Maxillofac. Oral Surg., Vol. 20, no. 1, pp. 1-4, 2020.
[5] Liu, Y., et al., "Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review," J. Biomed. Mater. Res. Part A, Vol. 108, no. 3, pp. 470-484, 2020.
[6] Davies, J. E., "Understanding Peri-Implant Endosseous Healing," J. Dent. Educ., Vol. 67, no. 8, pp. 932-949, 2003.
[7] Mavrogenis, A., Dimitriou, C., Parvizi, A., and Babis, G., "Biology of implant osseointegration," J. Musculoskelet. Neuronal Interact., Vol. 9, no. 2, pp. 61-71, 2009.
[8] Zhang, Y., Fan, Z., Xing, Y., Jia, S., Mo, Z., and Gong, H., "Effect of microtopography on osseointegration of implantable biomaterials and its modification strategies," Front. Bioeng. Biotechnol., Vol. 10, 2022.
[9] Boyan, B. D., Lotz, E. M., and Schwartz, Z., "Roughness and hydrophilicity as osteogenic biomimetic surface properties," Tissue Eng. Part A, Vol. 23, no. 23-24, pp. 1479-1489, 2017.
[10] Najeeb, S., et al., "Dental implants materials and surface treatments," in *Adv. Dent. Biomater*, pp. 581-598, Elsevier, 2019.
[11] Lung, C. Y. K. and Matinlinna, J. P., "Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview," Dent. Mater., Vol. 28, no. 5, pp. 467-477, 2012.
[12] Wennerberg, A. and Albrektsson, T., "Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces," Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Vol. 15, no. 3, 2000.
[13] Chrcanovic, B. R., Pedrosa, A. R., and Martins, M. D., "Chemical and topographic analysis of treated surfaces of five different commercial dental titanium implants," Materials Research, Vol. 15, pp. 372-382, 2012.
[14] Rosa, M. B., Albrektsson, T., Francischone, C. E., Schwartz Filho, H. O., and Wennerberg, A., "The influence of surface treatment on the implant roughness pattern," J. Appl. Oral Sci., Vol. 20, pp. 550-555, 2012.
[15] Nicolas-Silvente, A. I., Velasco-Ortega, E., Ortiz-Garcia, I., Monsalve-Guil, L., Gil, J., and Jimenez-Guerra, A., "Influence of the titanium implant surface treatment on the surface roughness and chemical composition," Materials, Vol. 13, no. 2, 2020.
[16] Gadelmawla, E., Koura, M., Maksoud, T., Elewa, I., and Soliman, H., "Roughness parameters," J. Mater. Process. Technol., Vol. 123, no. 1, pp. 133-145, 2002.
[17] Löberg, J., Mattisson, I., Hansson, S., and Ahlberg, E., "Characterisation of Titanium Dental Implants I: Critical Assessment of Surface Roughness Parameters," Open Biomater. J., Vol. 2, pp. 18-35, 2010.
[18] Duo, Y., Tang, J., Fujia, X., and Shengyu, Y., "A new method for constructing three-dimensional rough surface topography with expected bearing capacity," Opt. Laser Technol., Vol. 170, p. 110269, 2024.
[19] Wennerberg, A. and Albrektsson, T., "On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions," Int. J. Oral Maxillofac. Implants, Vol. 25, no. 1, 2010.
[20] Bathomarco, R., Albrektsson, P., Wennerberg, A., and Albrektsson, T., "Atomic force microscopy analysis of different surface treatments of Ti dental implant surfaces," Appl. Surf. Sci., Vol. 233, no. 1-4, pp. 29-34, 2004.
[21] Wennerberg, A. and Albrektsson, T., "Implant surfaces beyond micron roughness. Experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry," Int. Dent. SA, Vol. 8, no. 6, 2006.
[22] Hansson, K. N. and Hansson, S., "Skewness and kurtosis: important parameters in the characterization of dental implant surface roughness—a computer simulation," ISRN Dent., Vol. 11, no. 3, pp.1-62011.
[23] Svanborg LM, Andersson M, Wennerberg A. "Surface characterization of commercial oral implants on the nanometer level"., J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater; Vol. 92, no. 2, pp. 462–9, 2009.
[24] Liu R, Lei T, Dusevich V, Yao X, Liu Y, Walker MP, et al. "Surface Characteristics and Cell Adhesion: A Comparative Study of Four Commercial Dental Implants". J. Prosthodont, Vol. 22, no. 6, pp. 641–51, 2013.

البته نسخه فعلی نیز کاملا معتبر بوده و تمام اطلاعات و داده‌های آن قابل استناد می‌باشد