

## A Review on Improving the Corrosion Resistance of 316L Stainless Steel by Coating with Nanoparticles of Chitosan/Gelatin Using Electrophoretic Deposition Method

Ali Mohammadsadegh<sup>1</sup>, Mehrnaz Gharagozlou<sup>\*2</sup>, Saeed Reza Allahkaram<sup>\*1</sup>

1- Mechanically Assisted Corrosion Lab. , School of Metallurgy and Materials Engineering, College Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran, P. O. Box: 11155 -4563

2- Department of Nanomaterials and Nanocoatings, Institute for Color Science and Technology, P. O. Box: 16765-654, Tehran, Iran.

### ARTICLE INFO

Article history:

Received: 07- 11- 2022

Accepted: 19 -02 -2023

Available online: -01-2023

Print ISSN: 2251-7278

Online ISSN: 2383-2223

DOR: 20.1001.1.22517278.1401.12.4.3.4

### Keywords:

Anti-corrosion coating

Stainless Steel 316L

Electrophoretic

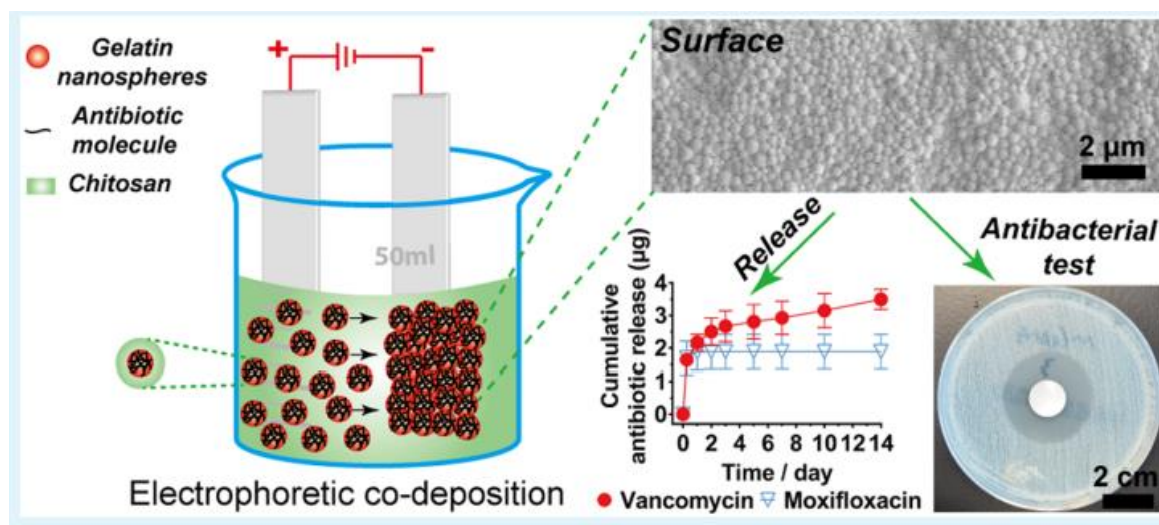
Nanoparticles

Chitosan

Gelatin

### ABSTRACT

Today, nanostructured coatings are highly regarded as one of the most widely used areas of nanotechnology. Destructive factors like friction, wear, and environmental conditions in instruments and parts of the medical industry cause surface destruction. Therefore, to solve this challenge, researchers have reduced the percentage of component destruction by using surface engineering and applying nanocoatings. Orthopedic and dental implants are increasingly used in the medical field because of their high success rates. Implant-associated infections, however, still occur and are difficult to treat. Using an active coating on the implant surface is recommended to prohibit infection in medical parts. This review article mentions the types of medical materials used, especially the properties of 316L stainless steel alloy and the improvement of its corrosion resistance properties by coating with chitosan and gelatin nanoparticles by the electrophoretic method. Also, the effect of nanoparticles has been investigated. It was observed that the addition of nanomaterials reduces the amount of deposition, but due to the increase in surface quality and the reduction of porosity in the coating, it increases the corrosion resistance.



Corresponding author: [gharagozlou@icrc.ac.ir](mailto:gharagozlou@icrc.ac.ir)  
[akaram@ut.ac.ir](mailto:akaram@ut.ac.ir)



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License



## مروری بر بهبود مقاومت به خوردگی فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L با استفاده از پوشش‌دهی با

### نانوذرات کیتوسان/ژلاتین به روش رسوب نشانی الکتروفوریتیک

علی محمدصادق<sup>۱</sup>، مهرناز قراگوزلو<sup>۲\*</sup>، سعیدرضا اله‌کرم<sup>۳</sup>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، آزمایشگاه جنبه‌های مکانیکی خوردگی، دانشکده مهندسی متالورژی و مواد، دانشکده‌گان فنی دانشگاه تهران، تهران، ایران، صندوق‌پستی ۴۵۶۳-۱۱۱۵۵.

۲- دانشیار، گروه پژوهشی نانوفناوری رنگ، پژوهشگاه رنگ، تهران، ایران، صندوق‌پستی ۶۵۴-۱۶۷۶۵.

۳- استاد، آزمایشگاه جنبه‌های مکانیکی خوردگی، دانشکده مهندسی متالورژی و مواد، دانشکده‌گان فنی دانشگاه تهران، تهران، ایران، صندوق‌پستی ۴۵۶۳-۱۱۱۵۵.

#### چکیده

امروزه پوشش‌های نانو ساختار به‌عنوان یکی از پرکاربردترین حوزه‌های فناوری نانو مورد توجه قرار گرفته‌اند. عوامل مخرب مانند اصطکاک، سایش و شرایط محیطی در ابزار و بخش‌های صنعت پزشکی باعث تخریب سطح می‌شوند. بنابراین، برای حل این چالش، محققان با استفاده از مهندسی سطح و اعمال نانو پوشش‌ها، درصد تخریب اجزا را کاهش داده‌اند. ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندان به دلیل موفقیت بالایشان به طور فزاینده‌ای در زمینه پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. با این حال، عفونت‌های مرتبط با ایمپلنت هنوز هم رخ می‌دهند و درمان آن دشوار است. استفاده از پوشش فعال روی سطح ایمپلنت برای جلوگیری از عفونت در قسمت‌های پزشکی توصیه می‌شود. در این مقاله مروری به انواع مواد پزشکی مورد استفاده به ویژه خواص آلیاژ فولاد ضد زنگ ۳۱۶L و بهبود خواص مقاومت در برابر خوردگی آن با پوشش با نانوذرات کیتوسان و ژلاتین به روش الکتروفوریتیک اشاره شده است. همچنین اثر نانوذرات نیز بررسی شده است. مشاهده شد که افزودن نانومواد باعث کاهش میزان رسوب می‌شود، اما به دلیل افزایش کیفیت سطح و کاهش تخلخل در پوشش، مقاومت به خوردگی را افزایش می‌دهد.

#### اطلاعات مقاله

تاریخچه مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۸/۱۶

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۱/۳۰

در دسترس به صورت الکترونیکی: ۱۴۰۱/۱۲/۰۹

شاپا چاپی: ۲۲۵۱-۲۲۷۸

شاپا الکترونیکی: ۲۳۸۳-۲۲۲۳

DOR: 20.1001.1.22517278.1401.12.4.3.4

#### واژه‌های کلیدی:

پوشش ضد خوردگی

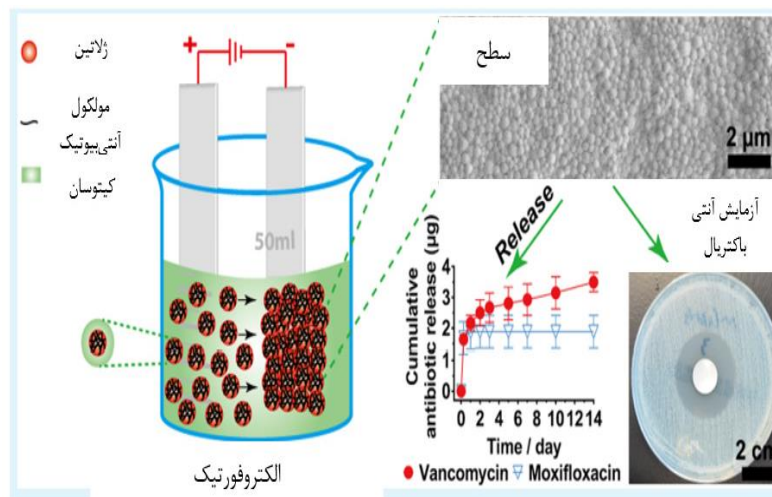
فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L

الکتروفوریتیک

نانوذرات

کیتوسان

ژلاتین



Corresponding author: [gharagozlou@icrc.ac.ir](mailto:gharagozlou@icrc.ac.ir)

[akaram@ut.ac.ir](mailto:akaram@ut.ac.ir)



## ۱- مقدمه

امروزه پوشش‌های نانو ساختار به‌عنوان یکی از حوزه‌های پرکاربرد فناوری نانو بسیار مورد توجه است. پوشش نانو ساختار در اصطلاح نانو پوشش به پوشش‌هایی اطلاق می‌شود که دارای یک بعد نانومتری هستند و نانومتری بودن ضخامت یا فازهای موجود در پوشش باعث می‌شود تا خواص پوشش نسبت به حالت میکرومتری بهبود قابل توجهی پیدا کند. هدف از اعمال این پوشش‌ها، بهبود خواص سطحی نسبت به حجم قطعه است و امروزه از این فناوری در صنایع مختلفی همچون تجهیزات دریایی، پزشکی، هوافضا و نفت و پتروشیمی استفاده می‌کنند. پوشش‌های نانو می‌توانند دارای لایه سطحی آب‌گریز (دفع آب) و روغن‌گریز<sup>۱</sup> (دفع روغن) باشند. این پوشش‌ها دوست‌دار محیط‌زیست، مقاوم به خوردگی یا اکسیدشدن، مقاوم در برابر پرتو فرابنفش و درجه حرارت بالا هستند. همچنین، نانو پوشش‌ها بسیار سخت هستند. علت سختی این پوشش‌ها را با توجه به قانون هال-پیچ<sup>۲</sup> می‌توان اثبات کرد. این رابطه بیان می‌کند رابطه معکوسی بین اندازه دانه (همان ریزساختار تشکیل‌دهنده پوشش) و سختی آن وجود دارد. در نتیجه، اگر ریزساختار پوشش به ابعاد نانومتر (تا ۱۰ نانومتر) برسد، بیشترین سختی به دست می‌آید [۱].

از آنجاکه فناوری نانو، یک رویکرد جدید به همه علوم و فنون هست، این فناوری کاربردهای زیادی در حوزه پزشکی یافته است. بافت‌ها و اندام‌های انسان گاهی اوقات به دلیل نقص ژنتیکی، سن، بیماری، آسیب، انحطاط یا جراحات در انجام کارهای منظم خود ناکام می‌مانند. برخی از این شرایط با استفاده از داروهای روزانه، یعنی داروها، کنترل می‌شوند. با این حال، برخی از آن‌ها را نمی‌توان با داروها اصلاح کرد و نیاز به استفاده از مواد و دستگاه‌های منحصربه‌فرد دارند. در این موارد اجتناب‌ناپذیر از ترمیم جراحی استفاده می‌کنند که شامل بخش‌های آناتومیکی<sup>۳</sup> مانند مفاصل زانو، مفاصل آرنج، مهره‌ها، دندان‌ها و سایر اندام‌های حیاتی مانند قلب، پوست، کلیه و غیره می‌شود. از داروها یا ترکیبی از موادی که در درجه اول انتظار می‌رود در داخل بدن انسان برای درمان، ترمیم، تقویت یا جایگزینی هر بافتی استفاده شود، مواد زیستی نامیده می‌شود. این مواد می‌توانند از طبیعت تشکیل شوند یا با استفاده از طیف وسیعی از روش‌های فیزیکی و شیمیایی به صورت فیزیکی تولید شوند [۲]. مواد زیستی عمدتاً طبیعی یا مصنوعی هستند و معمولاً محصولی از اجزای متعددی هستند که با سامانه زیستی تعامل دارند. آن‌ها را می‌توان به گروه‌های فلز، سرامیک‌های زیستی، پلیمرهای زیستی و بیوکامپوزیت‌ها. طبقه‌بندی کرد. انتخاب مناسب مواد زیستی ایمپلنت<sup>۴</sup> یک عامل کلیدی

برای موفقیت طولانی مدت ایمپلنت است. محیط‌زیستی به‌طور کامل هیچ ماده‌ای را نمی‌پذیرد، بنابراین برای بهینه‌سازی عملکرد بیولوژیکی، ایمپلنت‌ها باید برای کاهش پاسخ زیستی منفی و درعین حال حفظ عملکرد کافی انتخاب شوند [۳-۵].

فولاد زنگ‌نزن به دلیل قیمت پایین و خواص مکانیکی بالا از پرمصرف‌ترین مواد زیستی است؛ بنابراین، هنوز هم برای ساخت بسیاری از اجزای ایمپلنت‌های ارتوپدی مانند پیچ‌های ثابت، صفحات استخوانی و غیره استفاده می‌شود. با این حال، فولاد ضدزنگ دارای زیست‌سازگاری و مقاومت به خوردگی کمی در بدن است و به‌طور طبیعی با استخوان ادغام نمی‌شود و ممکن است برخی از یون‌های سمی و محصولات خوردگی را آزاد کند. ایمپلنت فلزی محصور شده توسط بافت‌های بدن یون‌هایی را در بدن آزاد می‌کند که می‌تواند باعث شل شدن و شکست ایمپلنت شود. پوشش مواد فعال زیستی بر روی فولاد زنگ‌نزن راه‌حلی عملی برای جلوگیری از این اتفاقات است [۶-۱۰].

کیتوسان<sup>۵</sup> یک پلی‌ساکارید کاتیونی و یکی از مفیدترین پلیمرهای زیستی طبیعی برای ساختن بافت، پوشش‌های تقلید زیستی و دارورسانی است. به دلیل خواص ویژه‌ای مانند تجزیه‌پذیری زیستی، زیست‌سازگاری، عملکرد زیستی و غیرسمی بودن، در کاربردهای مختلف از پوست، استخوان، پیوند عروق و غضروف گرفته تا بسترهای کشت سلولی توجه زیادی را به خود جلب کرده است. مطالعات گذشته نشان داده‌اند که پوشش‌های کیتوسان برای تشبیت اسیدهای نوکلئیک<sup>۶</sup>، پروتئین‌ها و ذرات ویروس در کیتوسان ایجاد شده‌اند و ثابت کرده‌اند که ویژگی‌های سطحی ایمپلنت‌های فلزی می‌تواند به‌طور مثبت تحت تأثیر پوشش کیتوسان قرار گیرد. هم‌چنین پوشش کیتوسان مقاومت در برابر خوردگی را به سمت مقادیر نجیب‌تر تغییر می‌دهد [۱۱، ۱۲].

ژلاتین<sup>۷</sup> یک پلیمر زیستی است که عمدتاً در پوشش‌های کامپوزیتی برای افزایش سازگاری زیستی مانند چسبندگی و تکثیر سلولی به دلیل میل ترکیبی عالی سلولی استفاده می‌شود. مطالعات گذشته نشان داده‌اند که پوشش‌های کامپوزیت می‌توانند کاربردهای زیادی در ترمیم بافت و تحویل دارو داشته باشند. ژلاتین را می‌توان یکی از خالص‌ترین، پرمصرف‌ترین و کامل‌ترین مواد پروتئینی کلونیدی موجود در طبیعت نام برد. ژلاتین به‌راحتی در بدن جذب می‌شود و به هضم مواد غذایی از راه تشکیل امولسیون با پروتئین‌ها و چربی‌ها کمک می‌کند. از خواص ژلاتین می‌توان به پروتئین غیر حساسیت‌زا، غیرسمی، زیست‌سازگاری و توانایی شکل‌گیری به صورت الیاف اشاره کرد. همچنین به دلیل خواص منحصربه‌فرد ژلاتین می‌توان آن را در داروسازی و صنایع پزشکی استفاده کرد [۱۳، ۱۴].

یکی از پرکاربردترین روش‌هایی که برای پوشش‌دهی فلزات

<sup>1</sup> Oleophobic

<sup>2</sup> Hall-Petch

<sup>3</sup> Anatomical

<sup>4</sup> Implant

<sup>5</sup> Chitosan

<sup>6</sup> Nucleic acid

<sup>7</sup> Gelatin

یونانی و اتروسکی. شایان ذکر است که ادبیات در مورد استفاده‌های احتمالی از مواد زیستی برای کاربردهای دندانپزشکی توسط تمدن‌های باستانی و حتی تمدن‌های زیر بسیار زیاد است. این احتمالاً به دلیل این واقعیت است که از دوران باستان، شواهد استفاده از آن برای کاربردهای دندان‌پزشکی بیش‌ترین و/یا موارد مختلفی بوده است: سیم برای پیوند دندان‌ها، ایمپلنت‌های دندان، مواد پرکننده و غیره. در مقابل، باوجود تمام موارد تصویری از جایگزینی اندام‌های آسیب‌دیده یا قطع‌شده با قطعات چوبی، یافتن نمونه‌های بسیار قدیمی از سایر کاربردهای پزشکی و استفاده واقعی از مواد زیستی مانند چشم‌پزشکی، جراحی عروق، جراحی ارتوپدی و غیره بسیار دشوار است. سؤالی که مطرح می‌شود این است: آیا این مواد واقعاً به‌عنوان مواد زیستی اهداف درمانی برای جایگزینی دندان‌های از دست‌رفته یا اندام‌های مرد زنده وجود داشته‌اند یا فقط برای بهبود جنبه زیبایی بقایا و قبرها استفاده می‌شوند؟ پاسخ به سؤال آخر برای تأیید شروع دقیق استفاده از مواد زیستی برای ترمیم اندام از اهمیت بالایی برخوردار است. فقط مورخان می‌توانند تاریخ آغاز وجود «مواد زیستی» را تعیین کنند و اثبات استفاده تحت‌اللفظی آن را بیاورند که ماده‌ای برای کاهش کمبود تمام یا بخشی از یک عضو آسیب‌دیده یا زخمی است. درواقع، مورخان که اخیراً مورد سؤال قرار گرفتند، گفتند که هرگز در مورد استفاده از مواد زیستی در دوران باستان چیزی شنیده‌اند. باوجود این بازجویی، چیزی در تاریخ مواد زیستی بسیار عجیب به نظر می‌رسد. درحالی که در تمدن‌های اولیه، انسان‌ها هنوز کاربرد آن‌ها را تصور نمی‌کردند و ضرورت استفاده از آن‌ها را برای کمک به نقص برخی از اندام‌ها یا قسمت‌هایی از اندام‌های خود می‌دیدند، امروزه اصطلاح «مواد زیستی» نه به‌درستی و نه در حال حاضر به‌جز برای «متخصصان» استفاده می‌شود؛ بنابراین، وجود مواد زیستی بسیار قدیمی است درحالی که علم زیست مواد اخیراً ظهور کرده است [۱۹].

امروزه بسیاری از مواد از جمله پلیمرها، فلزات، آلیاژها، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها در کاربردهای ارتوپدی استفاده می‌شوند. این مواد باید خواص فیزیکی، مکانیکی و تریبولوژیکی<sup>۲</sup> عالی داشته باشند و باید غیرسمی، زیست‌سازگار و مقاوم در برابر خوردگی باشند. پرکاربردترین مواد برای کاربردهای ارتوپدی در جدول ۱ فهرست شده است [۲۰].

از مشکلات این مواد می‌توان به زیست‌تخریب‌پذیری کم، بی‌حرکی زیستی، شباهت کم در خواص به استخوان، پایداری طولانی‌مدت، سایش و مقاومت کم در برابر خوردگی است. مسائل دیگر مربوط به این مواد ایمپلنت عبارت‌اند از محافظت در برابر تنش، عفونت‌های ثانویه، انتشار یون فلزی و غیره؛ بنابراین در بیشتر موارد در صورت شکست ایمپلنت نیاز به تجدیدنظرهای متعدد است. علاوه بر این، ایمپلنت‌های ساخته‌شده از مواد غیرقابل تجزیه اغلب تا حد نیاز در بدن باقی می‌مانند.

مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش رسوب‌دهی الکتروفوریتیک<sup>۱</sup> هست که یک روش الکتروشیمیایی است. رسوب‌دهی الکتروفوریتیک فرآیندی است که در آن ذرات باردار در یک سوسپانسیون کلونیدی پایدار در اثر میدان الکتریکی در مایع جابجا شده و بر روی یک بستر رسانا با بار مخالف قرار می‌گیرند و مواد موردنظر را تشکیل می‌دهند. در روش الکتروفوریتیک می‌توان برای هر جامد پودری که توانایی تشکیل سوسپانسیون پایدار را داشته باشد، استفاده کرد. در این روش سائز ذرات در صورت تشکیل سوسپانسیون پایدار چندان اهمیتی ندارد و ذرات از اندازه نانو تا میکرو مورد استفاده قرار می‌گیرند. رسوب الکتروفوریتیک به‌عنوان یک فن مؤثر برای پردازش مواد زیستی، به‌ویژه پوشش‌های زیست‌فعال و نانو ساختارهای زیست پزشکی، توجه روزافزونی را به خود جلب می‌کند [۱۸-۱۵].

## ۲- مواد زیستی

«مواد زیستی موادی هستند که قصد دارند تمام یا بخشی از یک اندام ناقص بدن را تأمین کنند.» این تعریف یک ایده و یک نمای کلی از اهداف، نیازها و حتی کاربردهای مواد زیستی ارائه می‌دهد. محققان اروپایی و آمریکایی برای ایجاد انجمن‌های آمریکایی و اروپایی برای مواد زیستی تلاش زیادی کردند. امروزه می‌توان به‌طور خلاصه چهار نسل از مواد زیستی را متمایز کرد:

۱. نسل اول با بشریت شروع شد و صرفاً به موادی که در محیط طبیعی انسان موجود بود و برای ترمیم اندام‌ها استفاده می‌شد محدود شد.
۲. نسل دوم بسیار طولانی‌تر است و با «تاریخ» ارتقای دانش بشری آغاز شد و در اواسط قرن بیستم به پایان رسید. این نسل تمام مزایای انقلاب صنعتی را به دست آورد.
۳. نسل سوم و واقعی با «تولد» پلیمرها به‌عنوان مواد جدید و امیدوارکننده آغاز شد که به ثمره دانش و تحقیقات دانشمندان در مورد مواد و نحوه تبدیل یا بسط آن‌ها و نظام‌های زنده خارق‌العاده افزوده شد.
۴. نسل چهارم نیز در آغاز است و آمیزه‌ای از رویاها و واقعیت‌هاست [۱۹].

۲۰ سال گذشته پیشرفت‌های زیادی در رشته‌های مرتبط با علم مواد زیستی صورت گرفته است که باعث سخت شدن پیش‌بینی آینده این مواد شده است [۱۹]. به نظر می‌رسد استفاده از مواد زیستی از دوران باستان و احتمالاً از زمان پیدایش انسان آغاز شده است. شواهد استفاده از آن‌ها به‌عنوان ایمپلنت یا پروتز عمدتاً در طول دو قرن گذشته بر روی اسکلت یا مجسمه انسان در حفاری مکان‌هایی که به تمدن‌های مختلف دوران باستان نسبت داده می‌شدند کشف شد: مصری، رومی،

<sup>2</sup> Tribological

<sup>1</sup> Electrophoretic

جدول ۱: رایج‌ترین مواد زیستی برای ایمپلنت‌های ارتوپدی [۲۰].

Table 1: The most common biomaterials for orthopedic implants [20].

| Material                        | Advantages  | Disadvantages   | Challenges   |
|---------------------------------|---|---|--|
| Titanium alloys                 | Light weight<br>Less biological response<br>Biocompatible<br>High corrosion resistance                    | Poor bending ductility<br>Poor wear resistance<br>Expensive<br>High modulus                 | Biodegradable<br>Biological inertness<br>Antibacterial<br>Stability in mechanical properties<br>Wear reduction |
| Stainless steel alloys          | Widely available<br>High ductility<br>Accepted toughness<br>Accepted biocompatibility                     | Very high modulus<br>Allergic reactivity<br>Stress shielding effect<br>Poor wear resistance | Corrosion resistance<br>Wear reduction<br>Biological inertness   |
| Cobalt-chrome Molybdenum        | Long term biocompatibility<br>High corrosion resistance<br>High wear resistance<br>High impact durability | Stress shielding effect<br>Poor machinability<br>Biological toxicity due to release of Ni   | Wear reduction<br>Metallic fretting<br>Biological inertness  |
| Polyethylene/UHMWPE             | Biocompatibility<br>Wear resistance   | Wear debris<br>Lower mechanical properties<br>Joint infections                              | Fatigue life   |
| Alumina/<br>Zirconia composites | High smoothness<br>Biocompatibility   | High fracture rate  | Brittleness  |

استحکام بالا مورد استفاده قرار می‌گیرد. مواد زیستی فلزی در مقایسه با مواد زیستی سرامیکی و پلیمری، خواص قابل توجهی مانند تحمل بیشتر تنش‌های کششی را دارد که در مورد آلیاژهای آن‌ها، این کمیت بسیار زیاد خواهد بود [۲۱].

در علم متالورژی فولاد زنگ‌نزن، تحت عنوان آلیاژ آهنی با حداقل ۱۰ درصد کرم تعریف می‌شود. این نام از این جهت فراراد شده است که فولاد زنگ‌نزن، تغییر رنگ نمی‌یابد و خورده نمی‌شود. فولادهای زنگ‌نزن در بسیاری از محیط‌ها، مقاومت بالایی نسبت به خوردگی و اکسید شدن دارند، باین حال انتخاب نوع صحیح فولاد برای کاربرد خاص از اهمیت زیادی برخوردار است، فراوانی، شکل‌پذیری، قیمت مناسب، راحتی کار و استحکام خوب از جمله خصوصیات بارز کاشتنی‌هایی از جنس فولاد زنگ‌نزن است [۲۱].

از موارد مصرف این مواد تحت بارهای زیاد مانند لگن، زانو، پیچ، کاشتنی‌های دندانی خواهد بود. ترکیب آهن و کربن کمتر از حدود ۲ درصد را فولاد می‌نامند. آهن در دمای معمولی مغناطیسی است، ولی با افزایش دما از ۵۲۳ درجه به دلیل تغییر جهت نیروی اسپین خاصیت مغناطیسی آهن نیز از بین می‌رود، به جهت تأثیر مخرب خاصیت مغناطیسی فولادهای فریتی کاشته شده درون بدن بر روی MRI<sup>۲</sup>، استفاده‌ی آن‌ها درون بدن بسیار کم است. فولاد پرمصرف‌ترین آلیاژ فلزی مورد استفاده به‌عنوان مواد زیستی است. بیشترین استفاده از فولادهای زنگ‌نزن، انواع ۳۱۶ و ۳۱۶L است. نوع ۳۱۶L توسط انجمن آزمون مواد آمریکا برای ساخت کاشتنی‌ها توصیه می‌شود [۲۱].

ساخت پوشش روی مواد ایمپلنت به موضوعی مورد توجه برای افزایش خواص زیستی، تریبولوژیکی، ضدباکتریایی و مکانیکی ارتوپدی تبدیل شده است. مهم‌ترین هدف مواد ایمپلنت بهبود زیست‌سازگاری است. پوشش مواد زیست فعال، زیست‌سازگاری را بهبود می‌بخشد، از انتشار یون از بستر فلزی جلوگیری می‌کند که منجر به کاهش شکست مکانیکی می‌شود. یک پوشش باکیفیت بالا باید استحکام چسبندگی کافی (۲۰ مگا پاسکال تأیید شده توسط FDA<sup>۱</sup>)، سختی بالای پوشش نهایی، یکپارچگی استخوانی عالی و خاصیت رسانایی استخوانی، کاهش ترک در بین پوشش و بدون آخال را از خود نشان دهد. یکی دیگر از ویژگی‌های مهم درجه بلورینگی است که بر حلالیت پوشش زیست فعال در بدن انسان تأثیر می‌گذارد [۲۰].

### ۳- فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L

در ساخت کاشتنی‌های ارتوپدی، فلزات نقش انکار نشدنی دارند. در این میان فولادهای زنگ‌نزن به دلیل تاریخچه مصرف طولانی و در نتیجه رفتار شناخته شده و همچنین هزینه به نسبت کمتر در مقایسه با دیگر مواد زیستی فلزی و در عین حال زیست‌سازگاری مناسب در کاربردهای کوتاه‌مدت، موقعیت خود را در بین مواد زیستی‌های فلزی تثبیت کرده‌اند. اولین مواد فلزی که به‌طور مؤثر در زمینه پزشکی مورد استفاده قرار گرفته است، فولاد زنگ‌نزن است. فولاد زنگ‌نزن یک نام مرسوم برای برخی از فولادهای مقاوم به خوردگی است. فولاد زنگ‌نزن برای کاربردی گسترده‌ای به دلیل هزینه‌های پایین‌تر، دسترسی آسان، خواص مکانیکی عالی، شکل‌پذیری مناسب، زیست‌سازگاری مناسب و

<sup>2</sup> Magnetic resonance imaging

<sup>1</sup> Food and Drug Administration

کاشتنی بسیار کم است. علت آن کار مکانیکی صورت پذیرفته در داخل بدن است که شرایط را بسیار پیچیده می‌کند. یکی از مشکلات اساسی در فولادهای زنگ‌نزن قرار داشتن در معرض پدیده‌های خستگی (خوردگی خستگی، فرسایش خستگی) است [۲۱].

### ۳-۴- کاربردهای پزشکی فولاد زنگ‌نزن

در سال ۱۹۷۰ جان چارتلی یک نوع فولاد زنگ‌نزن طراحی کرد که شامل سه بخش بود؛ فولاد زنگ‌نزن شامل ساقه و سر، یک قطعه پلی‌اتیلن و یک سیمان استخوانی. بررسی و شیوه شکست این نوع کاشتنی را مورد مطالعه قرار دادند. تجزیه و تحلیل شکست نشان داده است که تمام شکست‌ها از نوع خستگی بوده است. نتایج به دست آمده در ۱۹۷۰ تا ۱۹۹۰ نشان داد که فولاد زنگ‌نزن برای کاشتنی‌های درازمدت (کاشتنی مفصل به ران) به علت مقاومت به خوردگی ضعیف مناسب نیستند. فولاد زنگ‌نزن نیز دارای معایب دیگری، از جمله خوردگی تنشی، مقاومت به سایش کم و هم‌چنین سمیت و سرطان‌زایی نیکل و کرم آزاد شده از آلیاژ است. دلیل سرطان‌زا بودن نیکل وجود ترکیباتی مانند  $\text{Ni}(\text{CO}_4)$  و  $\text{Ni}_3\text{S}_2$  است که گازهای سمی هستند. تحقیقات نشان می‌دهد که نیکل عنصری مضر برای رشد سلول‌های استخوان‌ساز است در اثر پدیده خوردگی در اطراف مواد کاشتنی از جنس نیکل حرکات ذرات در اطراف و حتی اندام‌های دور وجود دارد. از راه‌های اصلی مقابله با این مشکل اصلاح سطح این مواد است [۲۱].

### ۴- هدف از اصلاح سطح

روش‌های اصلاح سطح متعددی برای همه کلاس‌های مواد برای تعدیل پاسخ‌های زیستی و بهبود عملکرد دستگاه ایجاد شده است. هدف از اصلاح سطح شامل کاهش جذب پروتئین و ترومبوژنیسیته<sup>۲</sup>، کنترل چسبندگی سلولی، رشد و تمایز، مدولاسیون<sup>۳</sup> کپسول‌سازی فیبری و یکپارچگی استخوانی، بهبود مقاومت در برابر سایش و یا خوردگی و تقویت رسانایی الکتریکی است. اصلاحات سطحی به دودسته کلی تقسیم می‌شوند:

۱. تغییرات فیزیک و شیمیایی شامل تغییرات در اتم‌ها، ترکیبات یا مولکول‌های روی سطح
۲. پوشش‌های سطحی متشکل از مواد متفاوت از زیرلایه اصلاحات فیزیک و شیمیایی شامل واکنش‌های شیمیایی (مانند اکسید شدن، احیا، سیلان‌دار کردن<sup>۴</sup>، استیل‌دار کردن<sup>۵</sup>)، حکاکی کردن و زبری/صیقل دادن مکانیکی و الگوسازی است (شکل ۱).

### ۳-۱- مقاومت به خوردگی فولاد زنگ‌نزن در کاربردهای پزشکی

حداقل درصد کرم در فولاد زنگ‌نزن ۱۱ درصد وزنی است، مقدار مورد نیاز برای جلوگیری از زنگ‌زدگی در اتمسفر محیط است. فولاد زنگ‌نزن دارای مقادیر مختلف کرم و نیکل است. کرم دارای میل بسیار زیادی برای ترکیب شدن با اکسیژن است که یک فیلم اکسیدی غنی از کرم به ضخامت ۲ نانومتر روی سطح ایجاد می‌کند. این لایه سطحی، چسبنده است و باعث جلوگیری از خوردگی در محیط‌های حاوی اکسیژن می‌شود. وجود نیکل در آلیاژ باعث افزایش مقاومت به خوردگی و همچنین باعث بهبود خواص مکانیکی می‌گردد. نیکل اصلی‌ترین عنصر آلیاژی است که باعث تشکیل آستنیت در آهن می‌شود، به طور کلی پایدارکننده آستنیت در فولاد زنگ‌نزن است. با تشکیل فیلم‌های اکسیدی محافظ روی سطح آلیاژ، باعث افزایش مقاومت خوردگی می‌شود. با توجه به مطالعات انجام شده عنصر نیکل برای بدن انسان بسیار سمی است. اضافه کردن عناصر آلیاژی دیگر می‌تواند مقاومت به خوردگی، خواص فیزیکی و مکانیکی را افزایش دهد. در فولادهای زنگ‌نزن معمولاً دو نوع خوردگی حفره‌ای و شیاری اتفاق می‌افتد [۲۱].

### ۳-۲- زیست‌سازگاری عناصر آلیاژی موجود در فولاد زنگ‌نزن

استفاده از فولاد زنگ‌نزن در کاشتنی‌های پزشکی از سال ۱۹۳۰ آغاز شد زمانی که استانداردهای ارزیابی سمیت وجود نداشت، تقریباً هیچ گزارش آزمایشگاهی و درون بافتی از سمیت عناصر موجود در فولاد زنگ‌نزن وجود نداشته و همواره به‌عنوان یک فلز زیست‌سازگار شناخته می‌شد. زیست‌سازگاری نسبتاً خوب این آلیاژ در دهه ۱۹۶۰ و ۱۹۷۰ به‌عنوان جایگزین مفصل در بیماران بالینی مورد استفاده قرار گرفت. عناصر اصلی موجود در فولادهای زنگ‌نزن عبارت است از آهن، کرم، نیکل، مولیبدن و منگنز که بررسی سمیت هر یک از این عناصر حائز اهمیت است [۲۱].

### ۳-۳- خواص مکانیکی کاشتنی‌ها از جنس فولاد زنگ‌نزن

خواصی همچون استحکام تسلیم، استحکام خستگی، استحکام کششی و میزان ازدیاد طول متأثر از ترکیب شیمیایی و روش تولید این گروه از فولادها است. مدول کشسانی استثناء بوده زیرا مقدار آن وابسته به ساختار است. فولادهای زنگ‌نزن مورد استفاده در مواد کاشتنی، معمولاً به‌صورت کار شده است (استفاده از فرآیندهای فورج<sup>۱</sup> و ماشین‌کاری). با وجود استحکام مناسب فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ نسبت به استحکام استخوان، اما تمایل به استفاده از فولادهای زنگ‌نزن به‌عنوان ماده

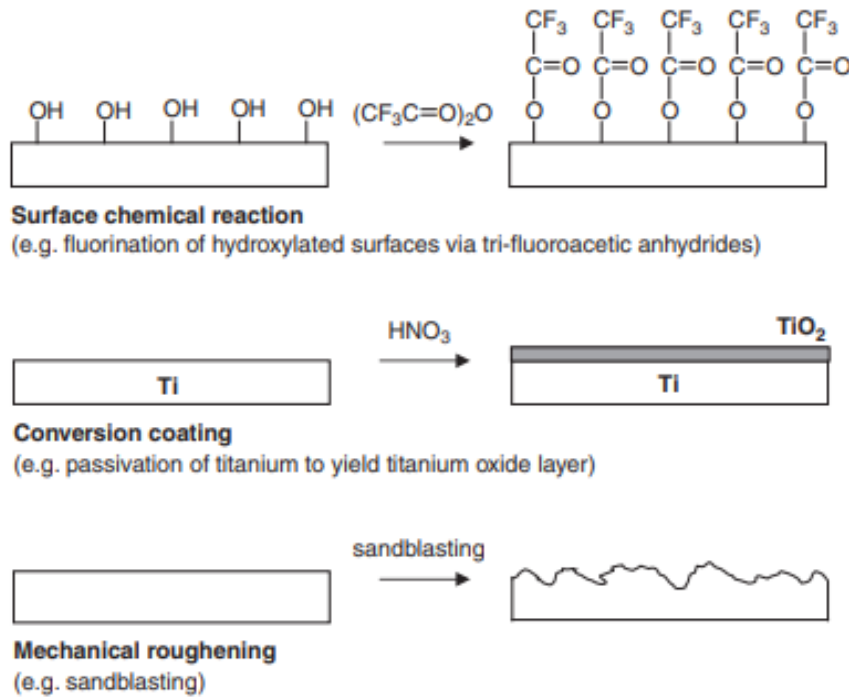
<sup>2</sup> Thrombogenicity

<sup>3</sup> Modulation

<sup>4</sup> Silanization

<sup>5</sup> Acetylation

<sup>1</sup> Forge



شکل ۱: طرح‌واره‌ای از تغییرات معمول فیزیکوشیمیایی سطح مواد زیستی [۲۱].  
Figure 1: Schematic of typical physicochemical changes on the surface of biological materials [21].

## ۵- کیتوسان

کیتین<sup>۱</sup> از فراوان‌ترین بیوپلیمرها بعد از سلولز است. کیتین یک پلی‌ساکارید طبیعی است و به‌طور برجسته در پوسته سخت‌پوستانی مثل خرچنگ و میگو، کوتیکول حشرات و دیواره سلولی قارچ‌ها یافت می‌شود. تاریخچه کیتین و کیتوسان به قرن ۱۹ برمی‌گردد برای اولین بار در سال ۱۸۱۱ یک دانشمند فرانسوی به نام براکونوت<sup>۲</sup> کیتین را از قارچ استخراج کرد. سپس روگت در سال ۱۸۵۹ کیتوسان را از فرآیند استیل‌زدایی بازی کیتین در حضور هیدروکسید پتاسیم به دست آورد و در نهایت در سال ۱۹۵۰ ساختار آن به‌طور کامل کشف شد [۲۲]. کیتوسان مشتقی از کیتین است. تعداد گروه‌های استیل موجود روی زنجیر پلیمر، تفاوت بین این در پلیمر را مشخص می‌کند. پلیمری که صد درصد گروه‌های آمین آن استیل دار شده باشد را کیتین و پلیمری بدون گروه‌های آمین (صد درصد گروه آمین) را کیتوسان می‌نامند. به‌طور قراردادی وجود ۵۰ درصد گروه‌های آمیدی به‌عنوان مرز بین کیتین و کیتوسان در نظر گرفته می‌شود؛ یعنی پلیمر با درجه استیل‌زدایی کمتر از ۵۰ درصد را کیتین و استیل‌زدایی بیش از ۵۰ درصد را کیتوسان می‌نامند (شکل ۳) [۲۲-۲۸].

تغییرات پوشش شامل پیوند (شامل اتصال مولکول‌های زیستی)، پوشش‌های غیر کووالانسی و رسوب لایه‌نازک (شکل ۲) است [۲۱].

درحالی‌که الزامات خاص رویکرد اصلاح سطح با کاربرد متفاوت است، چندین ویژگی به‌طور کلی مطلوب هستند. اصلاحات سطح نازک‌تر برای اکثر کاربردها ترجیح داده می‌شود زیرا پوشش‌های ضخیم‌تر اغلب بر خواص مکانیکی و عملکردی مواد تأثیر منفی می‌گذارند. در حالت ایده آل، اصلاح سطح باید به بیرونی‌ترین لایه مولکولی (۱۰-۱۵ نانگستروم) محدود شود، اما در عمل، از لایه‌های ضخیم‌تر (۱۰-۱۰۰ نانومتر) برای اطمینان از یکنواختی، دوام و عملکرد استفاده می‌شود. پایداری سطح اصلاح‌شده یک نیاز حیاتی برای عملکرد بیولوژیکی مناسب است. پایداری سطح نه‌تنها به دوام مکانیکی (مقاومت در برابر ترک خوردگی، لایه‌لایه شدن، جدا شدن باند) اشاره دارد، بلکه به پایداری شیمیایی نیز اشاره دارد، به‌ویژه در محیط‌های تهاجمی و فعال شیمیایی مانند محیط‌زیستی. چندین نوع بازآرایی سطح، مانند انتقال اتم‌ها یا مولکول‌های سطح در پاسخ به عوامل محیطی و تحرک مولکول‌های حجیم به سطح به‌راحتی در پلیمرها و سرامیک‌ها به دلیل قرار گرفتن در معرض سیالات زیستی رخ می‌دهد. فناوری‌های تجزیه‌وتحلیل سطح عموماً بر توصیف توپوگرافی، شیمی/ترکیب و انرژی سطح تمرکز دارند (جدول ۲). در اکثر موارد، چندین فن تجزیه‌وتحلیل سطح باید برای به دست آوردن توصیفی کامل از ویژگی‌های سطح استفاده شود [۲۱].

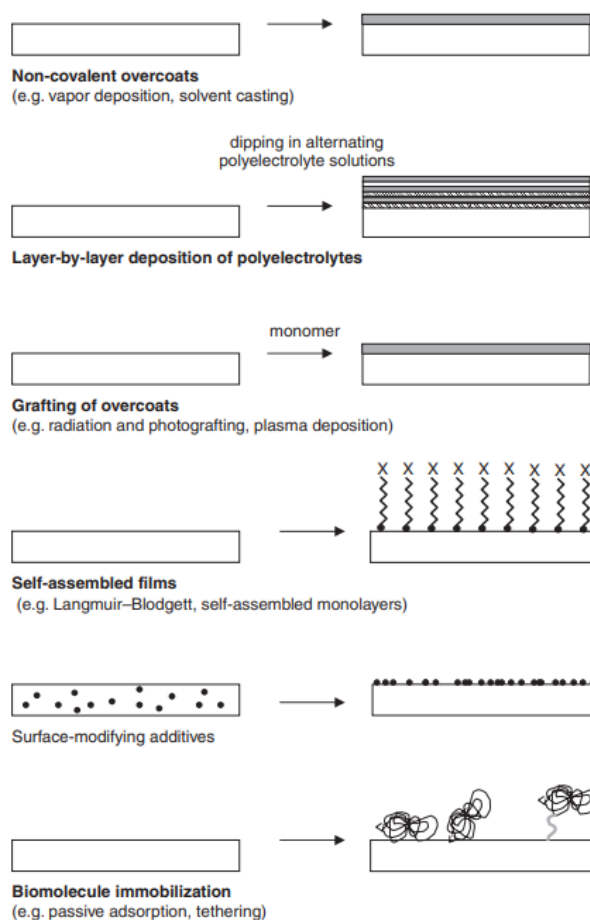
<sup>1</sup> Chitin

<sup>2</sup> Braconnot

جدول ۲: فن‌های رایج تجزیه و تحلیل سطح [۲۱].

Table 2: Common surface analysis techniques [21].

| Experiment        | Case  |
|-------------------|---|
| Contact angle     | Surface wetness   |
| AFM <sup>1</sup>  | Interatomic forces between the vertex and the sample                  |
| SEM <sup>2</sup>  | Secondary electron emission caused by electron bombardment is imaged. |
| EDXA <sup>3</sup> | X-ray emission caused by electron bombardment                         |
| AES <sup>4</sup>  | Spiral electron emission caused by electron bombardment               |
| XPS <sup>5</sup>  | X-rays emit photoelectrons with characteristic energies               |
| SIMS <sup>6</sup> | Ion bombardment causes secondary ion emission                         |
| FTIR <sup>7</sup> | Molecular vibrations caused by absorption of IR radiation             |



شکل ۲: طرح‌واره‌ای از فناوری‌های رایج پوشش برای اصلاح سطح. [۲۱]

Figure 2: Schematic of common coating technologies for surface modification [21].

<sup>1</sup> Atomic Force Microscopy

<sup>2</sup> Scanning Electron Microscopy

<sup>3</sup> Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy

<sup>4</sup> Auger Electron Spectroscopy

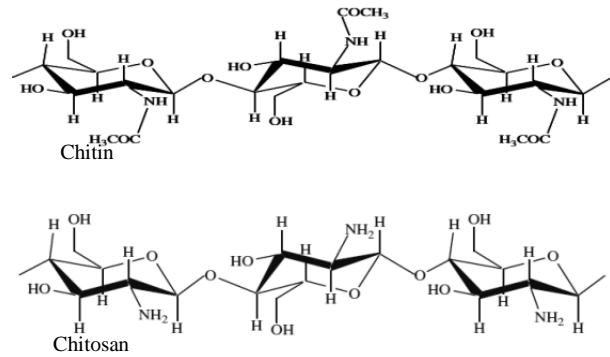
<sup>5</sup> X-ray Photoelectron Spectroscopy

<sup>6</sup> Secondary-Ion Mass Spectrometry

<sup>7</sup> Fourier-Transform Infrared Spectroscopy



با درجه پایین از استیل‌زدایی برای بهبود زخم بسیار مناسب هستند. آن‌ها به سطح بافت چسبیده و باعث افزایش کراتینوساید<sup>۱</sup> شده و به دنبال آن تولید بافت جلدی می‌کنند. حلالیت پایین کیتین، مهم‌ترین عامل محدودکننده مصرف این بیوپلیمر محسوب می‌شود. علیرغم این محدودیت، تاکنون کاربردهای زیادی از کیتین و مشتقاتش گزارش شده است. از کاربردهای صنعتی آن‌ها می‌توان به تصفیه فاضلاب و مهندسی آب، صنایع کاغذسازی و بسته‌بندی، صنایع نساجی، مواد آرایشی و بهداشتی، صنایع غذایی، کشاورزی و کروماتوگرافی اشاره کرد. هم‌چنین از کاربردهای پزشکی می‌شود به مهندسی بافت، بهبود زخم و سوختگی و رهاسازی دارو اشاره کرد [۲۹-۳۲].



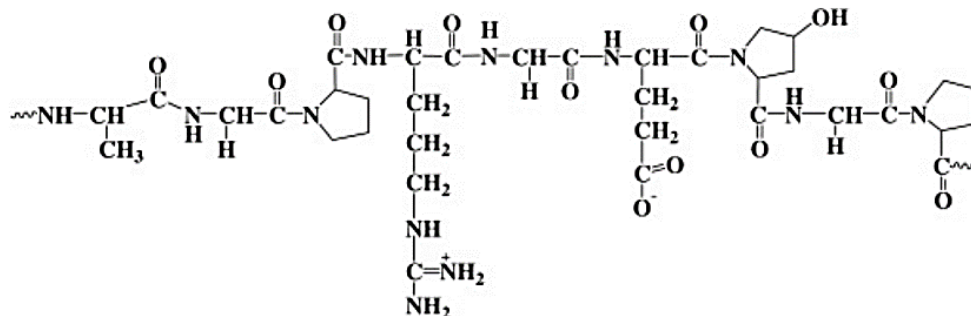
شکل ۳: ساختار پلیمرهای زیستی کیتین و کیتوسان [۲۲].  
Figure 3: The structure of chitin and chitosan biopolymers [22].

### ۶- ژلاتین

ژلاتین یک بیوپلیمر است که با هیدرولیز حرارتی کلاژن تهیه می‌شود که در پوست و استخوان حیوانات در حضور اسیدهای رقیق موجود است. این پودر شفاف، بی‌رنگ و تقریباً بی‌مزه است. ساختار شیمیایی ژلاتین در شکل ۴ قابل مشاهده است [۳۳]. ژلاتین به‌عنوان یک هترو پلیمر پروتئینی آب‌دوست، متشکل از توالی اسیدآمینه‌هایی هست که توسط پیوندهای پپتیدی<sup>۱۰</sup> به یکدیگر متصل گشته و پایدار شده است. ژلاتین که از آبکافت کلاژن طبیعی موجود در پوست و بدن پستانداران، آبزیان و حشرات تولید می‌شود، دارای فرمول شیمیایی مستقلی نیست و شامل ۵۰/۰۵ درصد کربن، ۶/۸ درصد هیدروژن، ۱۷ درصد نیتروژن، ۲۵/۲ درصد اکسیژن و رطوبت ۱۳ درصد و چگالی معادل با ۱/۴-۱/۳ است [۳۳-۳۸].

بیشتر پلی‌ساکاریدهای موجود در طبیعت از جمله سلولز، دکسترین<sup>۱</sup>، پکتین<sup>۲</sup>، اسید آلجینیک<sup>۳</sup>، آگار<sup>۴</sup>، آگاروز<sup>۵</sup> و کاراجینان<sup>۶</sup> به‌صورت خنثی و اسیدی می‌باشند در حالی که کیتین و کیتوسان به‌صورت بازی در طبیعت موجود است. وجود همین خصوصیت منحصربه‌فرد است که آن‌ها را قادر می‌سازد تا به‌صورت شیمیایی با چربی‌ها، کلسترول، پروتئین‌ها، DNA<sup>۷</sup>، RNA<sup>۸</sup> یون‌های فلزی پیوند تشکیل دهند. کیتین به دلیل خاصیت چربی‌دوستی بالا در آب و بسیاری از حلال‌های آلی نامحلول است و کیتوسان نیز در محلول اسیدهای رقیق در pH کمتر از ۶ قابل حل است [۲۲-۲۸].

نانوذرات کیتین و کیتوسان توجه زیادی را به‌خصوص در زمینه صنایع پزشکی و دارویی به خود جلب کرده‌اند از مهم‌ترین خصوصیات که آن‌ها را مناسب این کاربردها کرده است می‌توان به سازگاری زیستی بالا، زیست‌تخریب‌پذیری و غیرسمی بودن آن‌ها اشاره کرد. علاوه بر این موارد، خصوصیات زیستی چون چسبندگی زیستی، ضدسرطان، ضد میکروب، کاهش‌دهنده التهاب و درد، ضداکسیدشدن، منعقدکننده خون و کاهش‌دهنده کلسترول، آن‌ها را از دیگر پلیمرهای زیستی متمایز کرده است. بیش از یک دهه است که از آن‌ها به‌عنوان یک ترکیب بی‌خطر در فرمول‌بندی داروها استفاده می‌شود هم‌چنین به دلیل خاصیت چسبندگی که دارد می‌تواند به‌عنوان ماده مؤثر در اتصال بافت‌های سخت و نرم به هم به کار رود. فیلم‌های تهیه‌شده از کیتوسان



شکل ۴: ساختار شیمیایی ژلاتین [۳۴].  
Figure 4: Chemical structure of gelatin [34].

## ۷- الکتروفور تیک

فن رسوب‌دهی الکتروفور تیک با گستره وسیعی از کاربردهای جدید در فرآیندهای تولید مواد سرامیکی پیشرفته و تولید پوشش‌ها، اخیراً در دو بخش صنعتی و دانشگاهی مورد توجه قرار گرفته است. علت این امر نه تنها به خاطر تطبیق پذیری این روش با مواد مختلف و قابلیت ترکیب کردن آن است، بلکه همچنین به خاطر وسایل ساده مورد نیاز برای رسوب‌دهی با این روش است. رسوب‌دهی الکتروفور تیک در سال ۱۸۰۸ شناخته شد. در این سال یک محقق روسی به نام ریوس<sup>۱</sup> مشاهده کرد که میدان الکتریکی بر روی حرکت ذرات خاک رس موجود در آب، اثر می‌گذارد؛ اما اولین استفاده عملی از این فن از سال ۱۹۳۳ شروع شد [۳۶].

رسوب‌دهی الکتروفور تیک یکی از فرآیندهایی کلونیدی در تولید سرامیک‌هاست و دارای مزیت‌هایی از جمله زمان تشکیل کوتاه، ادوات ساده، محدودیت کم نسبت به شکل زیرلایه، عدم نیاز به چسبنده (که باعث می‌شود مقدار مواد آلی موجود در پوشش خام بسیار کم و یا حتی صفر باشد). در مقایسه با سایر فن‌های شکل‌دهی پیشرفته، فرآیند EPD بسیار تطبیق پذیر است؛ از این رو می‌توان با اصلاح آن، این روش را به آسانی برای یک کاربرد خاص استفاده کرد. برای مثال رسوب‌دهی می‌تواند بر روی سطح صاف، استوانه‌ای، یا هر شکل دیگر زیرلایه انجام شود (تنها کافی است اندکی جای الکترودها و طراحی آن‌ها را تغییر دهیم). به طور خاص، با وجود اینکه این روش یک روش تر است، می‌توان به آسانی ضخامت و ریخت فیلم رسوب داده شده را از طریق تنظیم زمان رسوب‌دهی و پتانسیل اعمالی، تغییر دهیم. در EPD، ذرات پودری باردار که در یک محیط مایع پخش شده و یا به صورت سوسپانسیون درمی‌آیند، جذب شده و بر روی زیرلایه رسانا که دارای بار مخالف است، رسوب می‌کنند (این رویه در میدان الکتریکی DC انجام می‌شود). واژه‌ی رسوب‌دهی الکتریکی اغلب به‌طور سربسته برای بیان رسوب‌دهی الکتروفور تیک یا الکتروپلیتینگ مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ اگرچه این واژه بیشتر برای بیان الکتروپلیتینگ کاربرد دارد [۳۶].

تفاوت اصلی میان فرآیند رسوب‌دهی الکتروفور تیک و فرآیند رسوب‌دهی الکترولیتی این است که فرآیند اول بر اساس سوسپانسیون از ذرات در حلال انجام می‌شود، در حالی که فرآیند دوم بر اساس محلولی از نمک‌ها مانند مواد یونی انجام می‌شود. دو نوع رسوب‌دهی الکتروفور تیک وجود دارد؛ در واقع بسته به اینکه رسوب‌دهی بر روی کدام الکترودها به وقوع بپیوندد، دو نوع رسوب‌دهی داریم. وقتی ذرات دارای بار مثبت هستند، رسوب‌دهی بر روی کاتد رخ می‌دهد و فرآیند، رسوب‌دهی الکتروفور تیک کاتدی نامیده می‌شود. رسوب‌دهی ذرات با بار منفی بر روی الکترودها مثبت (آند)، رسوب‌دهی الکتروفور تیک آندی نامیده می‌شود. با اصلاحات مناسب بار سطحی ذرات، هر دو نوع رسوب‌دهی قابل انجام

کلاژن، بخش اصلی بافت پیوندی است که قسمت اعظم پروتئین‌های پوست، رگ‌ها، بافت‌های پیوندی و پروتئین‌های استخوان و غضروف را تشکیل می‌دهد. وجود پل‌های دی‌سولفیدی، نیروهای واندروالسی و همچنین اتصالات هیدروژنی در بین دو ناحیه مجاور در یک زنجیر پپتیدی و یا با زنجیرهای مجاور که از نظر نوع موقعیت و انرژی، مختلف هستند، با ایجاد ساختاری مارپیچی کلاژن را به یک پلیمر نامحلول در آب و مقاوم بدل کرده است. ژلاتین شامل ۱۸ نوع اسید آمینه است و نخستین بار از جوشاندن پوست و استخوان گاو تهیه شد و به چسب استخوان معروف بوده است، کلاژن موجود در بافت حیوانات توسط دو عملیات بازی و اسیدی استخراج می‌گردد و به واسطه نحوه تهیه به دو گروه ژلاتین A و B تقسیم می‌گردد [۳۵-۳۳].

ژلاتین به عنوان یک پلیمر آب‌دوست در آب متورم شده و ساختار آن با افزایش دما از هم گسیخته می‌گردد و درون آب حل می‌گردد. علاوه بر دما pH نیز یکی از عوامل مؤثر در انحلال پذیری ژلاتین به شمار می‌رود و تفاوت چشم‌گیری در خواص شیمیایی و بار سطحی آن ایجاد می‌نماید. چراکه با وجود انحلال پذیری این پلیمر به صورت ایزوالکتریک در محیط خنثی، انحلال این پلیمر در حالت بازی یا اسیدی سبب ایجاد بارهای سطحی شده و با تبدیل ژلاتین به یک پلیمر پلی الکترولیت موجبات انحلال سریع تر و نفوذ عمیق تر حلال را پدید می‌آورد [۳۹].

ژلاتین به عنوان یکی از کامل‌ترین، خالص‌ترین و پرمصرف‌ترین مواد پروتئینی کلونیدی موجود در طبیعت هست که به آسانی در بدن جذب شده و به هضم سایر مواد غذایی از طریق تشکیل امولسیون با چربی‌ها و پروتئین‌ها کمک می‌نماید، عدم سمیت، پروتئین غیر حساسیت‌زا و طبیعت زیست‌سازگار این پلیمر، توانایی شکل‌گیری به صورت الیاف و همچنین وجود سایر خواص منحصر به فرد ژلاتین سبب کاربرد گسترده این پلیمر در صنایع پزشکی و داروسازی می‌شود [۳۵].

ژلاتین در تهیه محیط کشت باکتری‌ها نقش عمده‌ای را ایفا می‌کند و علاوه بر این قادر به ایجاد لخته مصنوعی و قدرت جذب خون بوده و می‌تواند از خونریزی جلوگیری کند. از دیگر مصارف ژلاتین در صنایع داروسازی، پوشش بعضی از قرص‌ها، جذب آب در بعضی از اعمال جراحی توسط ژلاتین هست. نظر به پیشرفت فناوری نانو در سال‌های اخیر و افزایش نگرانی‌های مرتبط با تغییرات خواص حاصل از کاهش ابعاد مواد و مضرات این علم بر طبیعت، امروزه توجهات گسترده‌ای به استفاده از پلیمرهای طبیعی و قابل تجزیه در محیط زیست معطوف شده است. از این رو استفاده از پلیمرهایی طبیعی همچون ژلاتین که به صورت هم‌زمان قادر به ایجاد سازگاری با بدن و از طرف دیگر تخریب آسان در محیط زیست هستند، توجه بسیاری از متخصصان را در عرصه پزشکی به خود معطوف داشته‌اند [۳۵].

<sup>1</sup> Reuss

است [۳۶].

پتانسیل زتا، که اغلب به عنوان پتانسیل نامیده می‌شود، یک عامل کلیدی در طول فرآیند EPD است. تحرک الکتروفور تیک متناسب با پتانسیل یا برای ذرات بزرگ است. EPD مخصوصاً برای رسوب‌گذاری فیلم‌های سرامیکی با چگالی بالا با ضخامت‌های ۱ نانومتر تا چند صد میکرومتر مناسب است [۳۷].

## ۸- بررسی خوردگی مواد زیستی

خوردگی یکی از مسائل مهمی است که منجر به خرابی ایمپلنت زیست پزشکی می‌شود. یکی از متداول‌ترین روش‌های مقابله با خوردگی سازه‌های فلزی، اعمال پوشش‌های آلی و محافظ است. پوشش‌های پلیمری می‌توانند یک سد در برابر محلول‌های خوردنده ایجاد نموده و سبب حفاظت غیرفعال سطح فلزی گردند [۳۷].

ماهیت لایه‌های اکسید غیرفعال تشکیل شده و خواص مکانیکی مواد برخی از معیارهای ضروری برای انتخاب جایگزین یا توسعه مواد جدید را تشکیل می‌دهند. از نظر بالینی با انتخاب بهتر مواد، طراحی و کنترل کیفیت می‌توان خوردگی در ایمپلنت را کاهش یا احتمالاً حذف کرد. اصلاح سطح فولاد ضدزنگ ۳۱۶L یکی از جایگزین‌هایی است که در حال حاضر در عمل وجود دارد. به این معنا که پوشش آلیاژ با ترکیبات زیست‌فعال مانند هیدروکسی آپاتیت، کیتوسان، ژلاتین و غیره نقش دوگانه‌ای ایفا می‌کند: به حداقل رساندن آزاد شدن یون‌های فلزی با مقاوم‌تر کردن آن در برابر خوردگی، و همچنین زیست‌فعال‌تر کردن سطح و تحریک رشد استخوان. سایر فن‌های اصلاح سطح، مانند پوشش‌های سخت، سرامیک زیستی، کاشت یونی و غیره همگی پتانسیل بالایی برای بهبود ویژگی‌های عملکرد ایمپلنت‌های زیست پزشکی و بهبود زندگی دارند [۳۹].

برای ارزیابی خوردگی این نوع پوشش‌ها در محیط بدن از آزمون‌های پلاریزاسیون<sup>۲</sup> و طیف‌سنجی امپدانس الکتروشیمیایی در محلول شبیه‌ساز بدن استفاده می‌گردد غلظت یون‌های موجود در جدول ۴ محلول شبیه‌ساز بدن در آمده است.

جدول ۳: عوامل مؤثر بر EPD [۳۶].  
Table 3: Factors affecting EPD [36].

|                                  |   |
|----------------------------------|---|
| Parameters related to suspension | Particle size<br>Dielectric constant<br>Suspension conductivity<br>Zeta potential<br>Suspension stability |
| Parameters related Process       | Deposition time<br>Applied voltage<br>Concentration of solids in suspension<br>Substrate conductivity     |

با توجه به کاربردهای فنی، پتانسیل رسوب‌دهی الکتروفور تیک به‌عنوان یک فن فرآیندی برای مواد، روزبه‌روز شناخته‌تر می‌شود. علاوه بر کاربردهای مرسوم در ساخت پوشش‌های ضدسایش و پوشش‌های سرامیکی ضداکسیدشوندگی، ساخت فیلم‌های کاربردی برای وسایل میکروالکترونیکی پیشرفته و سلول‌های سوختی اکسیدی جامد و همچنین ساخت پوشش‌های فعال زیستی و کامپوزیت‌های جدید برای کاربردهای زیستی از جمله کاربردهای این فن است و روزبه‌روز بر علاقه برای استفاده از این روش در مونتاژکاری در مقیاس نانو برای مواد کاربردی پیشرفته، بیشتر می‌شود. رسوب‌دهی الکتروفور تیک همچنین مزیت‌های مهمی را در رسوب‌دهی ترکیبات پیچیده و لایه‌های سرامیکی دارد. درجه استوکیومتری در رسوب‌دهی الکتروفور تیک به‌وسیله درجه استوکیومتری پودر مورد استفاده، کنترل می‌گردد. واکنش‌های ذره/الکترون در EPD ایجاد نمی‌گردد و ذرات سرامیکی بار خود را در هنگام رسوب‌دهی، از دست نمی‌دهند؛ که این مسئله در مشاهداتی دیده شد که در آن میدان الکتریکی معکوس باعث از میان رفتن لایه رسوب‌کرده، بنابراین برای کنترل بهتر بر روی ضخامت لایه، این مهم است که از ذرات باردار مشابه و سامانه‌های حلال-ماده چسبنده-پراکنده ساز مشابه استفاده کنیم. نیروی محرکه‌ی اصلی برای رسوب‌دهی الکتروفور تیک بار ذرات و تحرک الکتروفور تیک ذرات در حلالی است که تحت میدان الکتریکی اعمال شده قرار دارند. فن EPD به‌طور موفقیت‌آمیز برای تولید لایه‌های نازک از سیلیس، غشاهای ژئولیتی<sup>۱</sup> نانو اندازه، پوشش‌دهی هیدروکسی آپاتیت بر روی زیرلایه‌ی فلزی (برای کاربردهای زیستی)، مواد لومینسانس، فیلم‌های ابررسانای دمابالا، الکترودها و حس‌گرهای نفوذ گازی، کامپوزیت‌های چندلایه‌ای، کامپوزیت‌های زمینه سرامیکی و شیشه‌ای (با تزریق ذرات سرامیک در داخل الیاف بافته‌شده)، نانو میله‌های اکسیدی، لایه‌های تولیدشده از نانولوله‌های کربنی، سرامیک‌های درجه‌بندی‌شده‌ی عملکردی، سرامیک‌های لایه‌ای، ابررساناها، مواد پیزوالکتریک و غیره، مورد استفاده قرار گرفته است. در واقع تنها عیب فرآیند EDP در مقایسه با سایر فرآیندهای کلوییدی (مانند روش غوطه‌وری و پوشش‌دهی دوغابی)، این است که این روش نمی‌تواند از آب به‌عنوان محیط حلال استفاده کند علت این مسئله این است که استفاده از آب موجب می‌شود تا با اعمال ولتاژ، هیدروژن و اکسیژن تولید شود و کیفیت پوشش تحت تأثیر قرار گیرد. به‌هر حال تعداد زیادی از حلال‌های غیرآبی وجود دارند که در آن‌ها این مشکل حداقل است [۳۶]. سازوکار EPD این است که ذرات باردار موجود در یک سوسپانسیون، تحت اثر میدان الکتریکی، بر روی یک الکترون رسوب می‌کنند. دو گروه از عوامل تعیین‌کننده ویژگی‌های فرآیند در جدول ۳ آمده است [۳۶].

<sup>2</sup> Polarization

<sup>1</sup> Zeolite

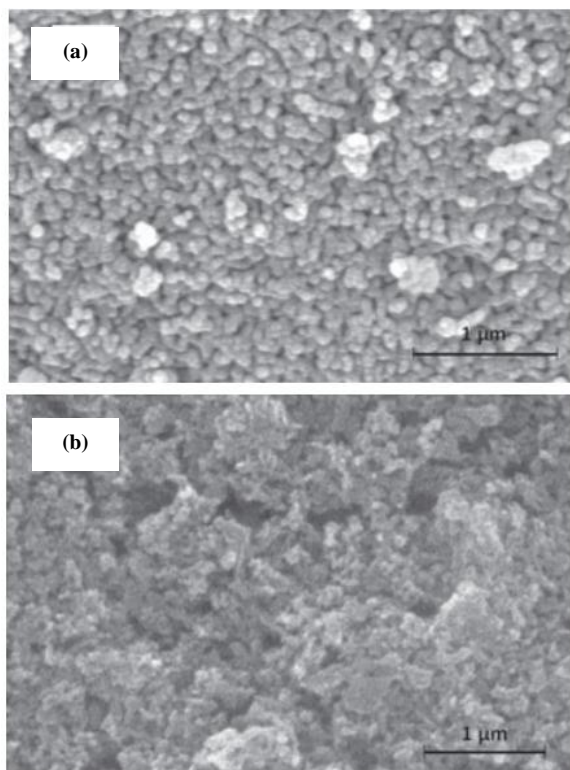
جدول ۴: غلظت یون‌های موجود در محلول شبیه‌ساز بدن [۲۰].

Table 4: Ion concentrations of SBF [20].

| Ion                            | Concentration in Simulated body fluid | Concentration in human blood plasma |
|--------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|
| Na <sup>+</sup>                | 142.0                                 | 142.0                               |
| K <sup>+</sup>                 | 5.0                                   | 5.0                                 |
| Mg <sup>2+</sup>               | 1.5                                   | 1.5                                 |
| Ca <sup>2+</sup>               | 2.5                                   | 2.5                                 |
| Cl <sup>-</sup>                | 147.8                                 | 103.0                               |
| HCO <sup>3-</sup>              | 4.2                                   | 27.0                                |
| HPO <sub>4</sub> <sup>2-</sup> | 1.0                                   | 1.0                                 |
| SO <sub>4</sub> <sup>2-</sup>  | 0.5                                   | 0.5                                 |

برهم‌کنش الکترواستاتیک بین ذرات HA در یک سوسپانسیون مبتنی بر اتانل استفاده شد. نتایج سینتیک رسوب‌گذاری تحت ولتاژهای جریان مستقیم ثابت نرخ رسوب کمتری را برای پوشش HA در اندازه نانو نشان داد [۴۲].

تصاویر SEM ارائه‌شده در شکل ۵، منافذ بزرگ‌تر را در نمونه m-HA در مقایسه با نمونه n-HA نشان می‌دهد.



شکل ۵: تصاویر SEM از نمونه‌های الف) m-HA و ب) n-HA در ولتاژ ۴۰ ولت و پس از ۶۰ ثانیه به صورت رسوب‌شده [۴۲].

Figure 5: SEM images of as-deposited (a) m-HA, and (b) n-HA samples at 40 V and after 60 s [42].

دلیل اصلی مقاومت به خوردگی این نوع پوشش‌ها، عمل سدگری پوشش است که اجازه نمی‌دهد یون‌های خورنده در محلول به سطح نمونه برسند [۲۰].

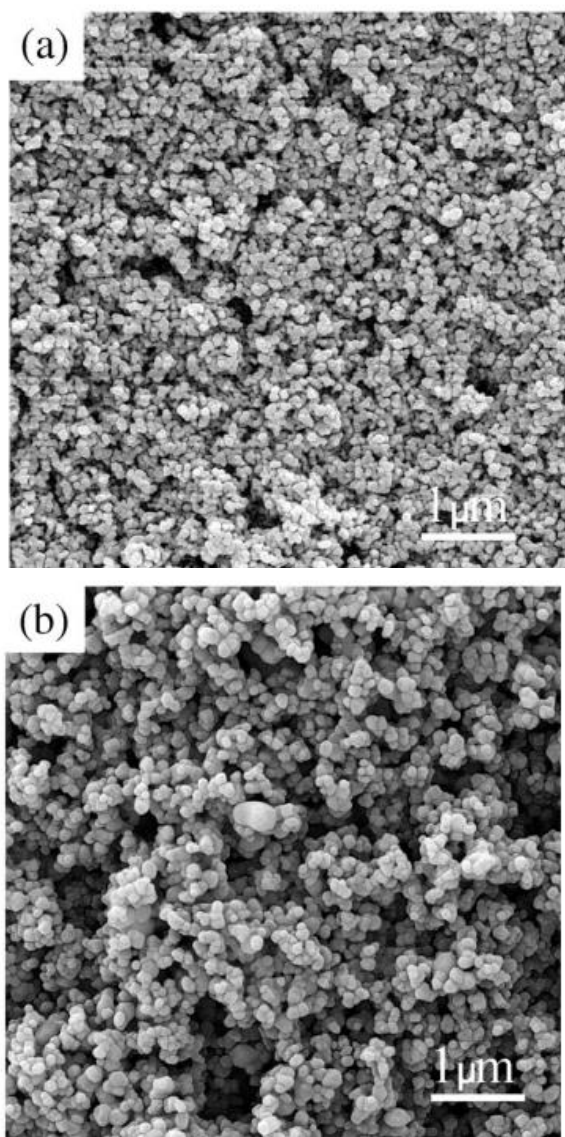
با کنترل عوامل مؤثر بر پوشش‌های الکتروفوریتیک می‌توان میزان مقاومت به خوردگی آن‌ها را افزایش داد. این نوع پوشش‌ها به خاطر ترک خوردگی و تخلخل کم‌تر و چسبندگی بیشتر نسبت به پوشش‌هایی که به روش سل-ژل و پاشش پلاسما تشکیل شده‌اند، مقاومت به خوردگی بالاتری از خود نشان می‌دهند اما در مقابل پوشش‌های رسوب بخار فیزیکی و شیمیایی و اکسید شدن الکترولیتی پلاسما مقاومت کمتری از خود نشان می‌دهند که با توجه به جنبه اقتصادی تأثیر آن کم می‌شود [۲۰].

## ۹- نانو ذرات در پوشش‌دهی الکتروفوریتیک

در آزمایشی که توسط وورورگ و همکارانش صورت گرفت، تأثیر اندازه ذرات بر تحرک الکتروفوریتیک ذرات لاتکس با بار منفی با مقایسه بین تئوری و آزمایش مورد بررسی قرار گرفت. پتانسیل زتا برای سه لاتکس پلی استایرن با اندازه‌های مختلف و چگالی بار سطحی مشابه، مشاهده شد که پتانسیل زتا با افزایش شعاع برای محدوده الکترولیت مورد نظر افزایش یافت. محاسبات نظری نیز این را اثبات کرد. مقایسه تجربی تحرک ذرات آب‌گریز و آب‌دوست با اندازه و چگالی بار سطحی مشابه منجر به این نتیجه شد که سطوح آب‌دوست تحرک الکتروفوریتیک را کاهش می‌دهند. همین مدل نظری توانست این رفتار مشاهده‌شده را با فرض فاصله بیشتر از صفحه برش به درستی توصیف کند [۴۱].

تحقیق دیگری که توسط فرنوش و همکارانش در رابطه با تأثیر اندازه ذرات بر روی سینتیک فرآیند پوشش‌دهی الکتروفوریتیک انجام گرفت. در این تحقیق از ذرات هیدروکسی آپاتیت در اندازه‌های نانو و میکرو استفاده شد. اندازه‌گیری پتانسیل زتا و تجزیه و تحلیل اندازه ذرات برای مطالعه

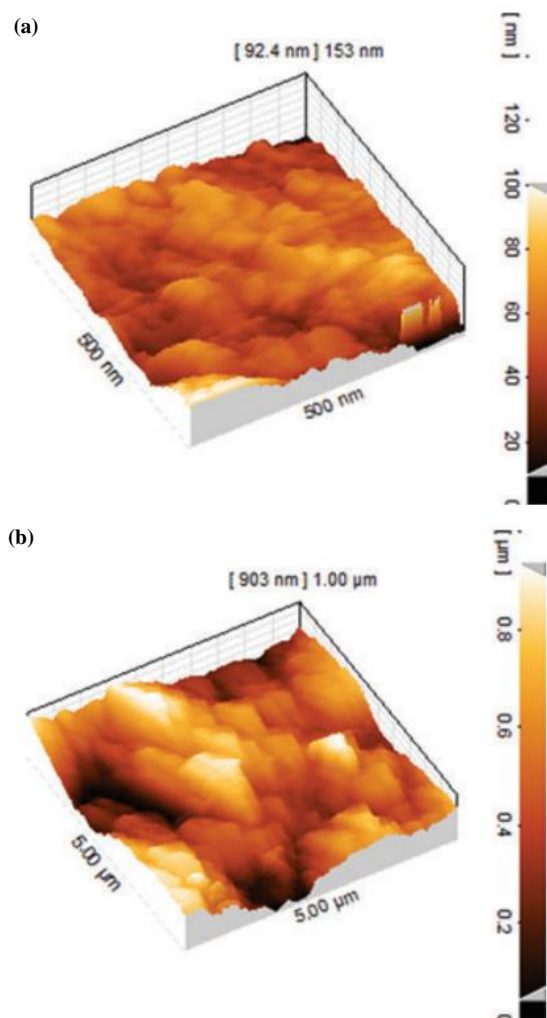
هم‌چنین تحقیق دیگری که توسط فرخی‌راد صورت گرفت و اندازه ذرات نانو و میکرو پودر تیتانیا در پوشش‌دهی الکتروفوریتیک مورد بررسی قرار گرفت. در تصاویر SEM مشاهده شد (شکل ۷) که با کاهش اندازه ذرات میزان رسوب‌دهی کاهش می‌یابد اما تخلخل به میزان زیادی کم می‌شود و در نتیجه باعث می‌شود که یون‌های خورنده با سرعت کم‌تری به سطح ماده نفوذ کنند. هم‌چنین با افزایش زمان رسوب‌دهی این ایراد در اندازه ذرات میکرو تا حدودی رفع شد و تخلخل کاهش یافت؛ اما در مورد نانو ذرات با افزایش زمان رسوب‌دهی تغییر محسوسی در میزان تخلخل آن‌ها مشاهده نشد [۴۳].



شکل ۷: تصویر SEM از پوشش‌های خشک‌شده در ۶۰ ولت برای ۳۰ ثانیه برای پوشش (a) نانو و (b) میکرو [۴۳].

**Figure 7:** SEM image of coatings dried at 60 V for 30 s for (a) nano and (b) micro coating [43].

تخلخل به‌طور قابل‌توجهی به‌اندازه ذرات وابسته است که نقش عمده ذرات n-HA ریزتر را در رسوب نشان می‌دهد. علاوه بر این، توپوگرافی سطح m-HA و n-HA در شکل ۶ نشان داده شده است. ارتفاع متوسط زبری نمونه‌های m-HA و n-HA به ترتیب ۹۰۳ و ۹۲/۴ نانومتر است. این ارتفاعات زبری مطابق با تخلخل ریزساختار هر دو نمونه است که نشان می‌دهد ذرات ریزتر در لایه رسوبی می‌توانند زبری سطح را کاهش داده و غشا را به‌طور قابل‌توجهی متراکم کنند. همان‌طور که هدایت الکتریکی رسوب به‌تدریج با افزایش ضخامت رسوب کاهش می‌یابد، افت شدید میدان الکتریکی در لایه رسوب خارجی رخ می‌دهد و در نتیجه، نیروی محرکه برای رسوب بیشتر کاهش می‌یابد. هم‌چنین می‌توان به این نتیجه رسید که با کاهش اندازه ذرات اگرچه میزان رسوب‌دهی کم‌تر می‌شود اما کیفیت سطح بهتری به دست می‌آید که در نتیجه میزان مقاومت به خوردگی نمونه افزایش می‌یابد [۴۲].



شکل ۶: تصاویر AFM سه‌بعدی از نمونه‌های الف) m-HA و ب) n-HA در ۴۰ ولت پس از ۶۰ ثانیه به‌صورت رسوب‌شده [۴۲].

**Figure 6:** 3D AFM images of as-deposited (a) m-HA and (b) n-HA samples at 40 V after 60 s [42].

رسوب‌دهی می‌شوند ولی به دلیل افزایش کیفیت سطح و کاهش تخلخل افزایش مقاومت به خوردگی را نتیجه می‌دهند. انتظار می‌رود که در سالیان آتی این روش‌ها به بهینه‌ترین حالت خودشان برسند.

#### تشکر و قدردانی

نویسندگان از حمایت پژوهشگاه رنگ و دانشگاه تهران تشکر و قدردانی می‌نمایند.

#### تعارض منافع

در این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

#### ۱۰- نتیجه‌گیری

در این مقاله مروری سعی بر این شد که به مواد مهندسی و نانو ساختارهایی که امروزه در علم پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند اشاره شود. از این مواد مهندسی می‌توان به آلیاژهای تیتانیوم و فولادهای زنگ‌نزن اشاره کرد. این مواد کامل نیستند و احتیاج به درمان سطحی با استفاده از فن‌های نانو فناوری دارند. موادی که امروزه برای پوشش‌دهی این مواد مورد استفاده قرار می‌گیرند تنوع زیادی دارند و در این مقاله به نانوذرات کیتوسان و ژلاتین اشاره شد. از روش‌های مورد استفاده برای پوشش‌دهی این مواد می‌توان به الکتروفوریتیک اشاره کرد. دلیل اصلی افزایش مقاومت به خوردگی زیرلایه در این نوع پوشش‌ها، عمل سدگری پوشش‌ها و تأخیر در رسیدن یون‌های خورنده در محیط بدن انسان به زیرلایه است. نانو ذراتی که در این روش استفاده می‌شوند باعث کاهش میزان

#### ۱۱- مراجع

1. P. Roach, D. Eglin, K. Rohde, C. C. Perry, "Nanostructured coatings", MSE, 336, 274-319, **2002**.
2. A. S. K. Kiran S. Ramakrishna, "Biomaterials: basic principles", Introd. Biomaterials. Sci. Eng. 237, 82-93, **2021**.
3. P. Roach, D. Eglin, K. Rohde, C. C. Perry, "Modern biomaterials: a review - bulk properties and implications of surface modifications", J. Mater. Sci. Mater. Med. 18, 1263-1277, **2007**.
4. W. H. Goldmann, "Biosensitive and antibacterial coatings on metallic material for medical applications", Cell Biol. Int. 45, 1624-1632, **2021**.
5. M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora, K. Jain, "Implant biomaterials: A comprehensive review", World J. Clin. Cases, 3, 52-57, **2015**.
6. K. K. Chew, S. H. S. Zein, and A. L. Ahmad, "The corrosion scenario in human body: Stainless steel 316L orthopaedic implants", Nat. Sci. 4, 184-188, **2012**.
7. K. Sandrmezhaad, A. Rasooli, "Corrosion of metallic parts in human body", 5<sup>th</sup> National Iranian Corrosion Congress, **1997**.
8. D. C. Hansen, "Metal corrosion in the human body: The ultimate bio-corrosion scenario", Electrochem. Soc. Interface, 17, 31-34, **2008**.
9. J. L. Gilbert, "Metals: basic principles", Biomater. Sci. 205-227, Jan. **2020**.
10. H. Abdullah, A. R. Boccaccini, "Microporous organic-inorganic nanocomposite coatings on stainless steel via electrophoretic deposition for biomedical applications", ECS Trans. 82, 25-31, **2018**.
11. B. Bellich, I. D'Agostino, S. Semeraro, A. Gamini, A. Cesàro, "The good, the bad and the ugly' of chitosans", Mar. Drugs, 14, 99, **2016**.
12. C. Prakash, "Development of chitosan and sodium alginate composite coating on 316L stainless", Tese. **2014**.
13. E. Pulieri, V. Chiono, G. Ciardelli, G. Vozzi, A. Ahluwalia, A. Ahluwalia, C. Domenici, F. Vozzi, P. Giusti "Chitosan/gelatin blends for biomedical applications", J. Biomed. Mater. Res. Part A, 86, 311-322, **2008**.
14. A. Nawaz, M. A. Ur Rehman, "Chitosan/gelatin-based bioactive and antibacterial coatings deposited via electrophoretic deposition", J. Appl. Polym. Sci. 138 1-10, **2021**.
15. R. Sikkema, K. Baker, I. Zhitomirsky, "Electrophoretic deposition of polymers and proteins for biomedical applications", Adv. Colloid Interface Sci. 284, 102-272, **2020**.
16. S. A. Batoool, A. Wadood, S. W. Hussain, M. Yasir, M. A. Ur Rehman, "A brief insight to the electrophoretic deposition of PEEK-, chitosan-, gelatin-, and zein-based composite coatings for biomedical applications: recent developments and challenges", Surf. 4, 205-239, **2021**.
17. S. Seuss, A. R. Boccaccini, "Electrophoretic deposition of biological macromolecules, drugs, and cells", Bio Macromol. 14, 3355-3369, **2013**.
18. A. R. Boccaccini, S. Keim, R. Ma, Y. Li, I. Zhitomirsky, "Electrophoretic deposition of biomaterials", J. R. Soc. Interface, 5, 581-613, **2010**.
19. V. Mignonney, "History of Biomaterials", Biomaterials, Wiley, **2014**.
20. M. Hussain, S. Rizvi, "Recent Developments in Coatings for Orthopedic Metallic Implants", Coat. 11, 791, **2021**.
21. F. Pahnaneh, F. Naiemi "A review of research challenges in 316L stainless steel used in medical applications", Nanomed. J. 3, 202-216, **2020**.
22. H. Toiserkani, F. Sadaghat, "Chitin and chitosan: structure, properties and applications", J. Polym. Environ. 2, 26-40, **2013**.
23. M. E. I. Badawy, E. I. Rabea, "A biopolymer chitosan and its derivatives as promising antimicrobial agents against plant pathogens and their applications in crop protection", Int. J. Carbohydr. Chem. 2011, 1-19, **2011**.
24. C. K. S. Pillai, W. Paul, and C. P. Sharma, "Chitin and chitosan polymers: Chemistry, solubility and fiber formation", Prog. Polym. Sci. 34, 641-678, **2009**.

25. K. Kurita, "Chitin and chitosan: Functional biopolymers from marine crustaceans", *Mar. Biotechnol.* 8, 203-226, **2006**.
26. S. Hirano, H. Inui, H. Kosaki, Y. Uno, and T. Toda, "Chitin and Chitosan: Ecologically Bioactive Polymers", *Biotechnol. Bioact. Polym.* 43-54, **1994**.
27. O. Felt, P. Buri, R. Gurny, "Chitosan: A unique polysaccharide for drug delivery", *Drug Dev. Ind. Pharm.* 24, 979-993, **1998**.
28. S. P. Chawla, S. R. Kanatt, A. K. Sharma, "Chitosan", *FTD*, 9, 46-51 **2014**.
29. T. Jiang, R. James, S. G. Kumbar, C. T. Laurencin, "Chitosan as a Biomaterial: Structure, Properties, and Applications in Tissue Engineering and Drug Delivery", *Nat. Synth. Biomed. Polym.* 91-113, **2014**.
30. G. Crini, P. M. Badot, "Application of chitosan, a natural aminopolysaccharide, for dye removal from aqueous solutions by adsorption processes using batch studies: A review of recent literature", *Prog. Polym. Sci.* 33, 399-447, **2008**.
31. A. Di Martino, M. Sittinger, and M. V. Risbud, "Chitosan: A versatile biopolymer for orthopaedic tissue-engineering", *Bio Mater.* 26, 5983-5990, **2005**.
32. E. I. Rabea, M. E. T. Badawy, C. V. Stevens, G. Smagghe W. Steurbaut, "Chitosan as antimicrobial agent: Applications and mode of action", *Biomacromolecules*, 4, 1457-1465, **2003**.
33. T. R. Keenan, "Gelatin", *Polym. Sci. A Compr.* 10, 237-247, **2012**.
34. W. Zeng, Y. Li, Y. Wang, Y. Cao, "Tissue engineering of blood vessels", *Encycl. Tissue Eng. Regen. Med.* 3, 413-424, **2019**.
35. S. Habibi, H. Nazokdast, S. Samimi, "A Review of properties of gelatin and its applications in nanotechnology and medicine", *The first national conference on nanotechnology advantages and applications*, **2012**.
36. B. Laxmidhar, L. Meilin, "A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD)", *Prog. Mater. Sci.* 52, 1-61, **2007**.
37. L. Vorwerk, M. Antonietti, K. Tauer, "Electrophoretic mobility of latex particles: Effect of particle size and surface structure", *Colloids Surf. A.* 150, 129-135, **1999**.
38. N. Rahbari Fard, M. Gharagozlou, S. Allahkaram, "A Review of improving corrosion wear resistance properties of magnesium alloys using nanoparticles of zinc oxide pigment by plasma electrolytic oxidation method", *J. Stud. Color World*, 11, 73-93, **2021** (In Persian).
39. C. Hansen, "Metal corrosion in the human body: the ultimate bio-corrosion scenario", *Electrochem. Soc Interface*, 45, 17-31, **2008**.
40. M. Yeganeh, S. Marashi, and N. Mohammadi, "Smart coatings in anti-corrosion applications: types and corrosion protection mechanisms", *J. Stud. Color World*, 7, 29-46, **2017** (In Persian).
41. F. Bensebaa, "Nanoparticle assembling and system integration", *Nanoparticle technologies from lab to market*, 19, 185-277, **2013**.
42. H. Farnoush, J. A. Mohandesi, and D. Haghshenas, "Effect of Particle Size on the Electrophoretic Deposition of Hydroxyapatite Coatings: A Kinetic Study Based on a Statistical Analysis", *Int. J. Appl. Ceram. Technol.* 10, 87-96 **2013**.
43. M. Farrokhi-Rad, "Effect of particles size on the characteristics of wet deposits during electrophoretic deposition", *J. Electroceramics*, 40, 211-218, **2018**.

#### How to cite this article:

A. Mohammadsadegh, M. Gharagozlou, S. R. Allahkaram, A Review on Improving the Corrosion Resistance of 316L Stainless Steel by Coating with nanoparticles of chitosan/gelatin using electrophoretic deposition method, *J. Stud. Color world*, 12, 4(2023), 327-341.

**DOR: 20.1001.1.22517278.1401.12.4.3.4**