لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۸، دوره ۶، شماره ۴، صفحات: ۳۵-۲۷

مقاله پژوهشی

آماده‌سازی لیزری سطح زیست مواد

دکتر سید مصطفی فاطمی[۱]
دکتر علی داوودی[۲]

[۱] مربی پژوهش، گروه پژوهشی لیزر پزشکی مرکز تحقیقات لیزر پزشکی جهاد دانشگاهی
[۲] مربی پژوهش، عضو هیأت علمی جهاد دانشگاهی

نویسندهٔ مسئول: دکتر سید مصطفی فاطمی
پست الکترونیک: fatemi_m@razi.tums.ac.ir

خلاصه

مقدمه: اغلب، زیست مواد به گونه‌ای طراحی می‌شوند که تودهٔ آن‌ها دارای خواص مکانیکی مناسب باشد و سطحشان با هدف تأمین ویژگی‌های مناسب تغییر یافته باشد.

روش بررسی: یکی از روش‌های نوین برای تغییر دادن خواص سطوح، استفاده از لیزر است که از جمله روش‌های کنترل‌پذیر و انعطاف‌پذیر به‌شمار می‌رود. لیزر در آماده‌سازی سطوح، خواص منحصر به فردی دارد. تشعشع الکترومغناطیس پرتو لیزری در لایه‌های اتمی سطحی مواد اوپک (مانند فلزات) جذب می‌شوند و چیزهایی مثل جریان گاز داغ، جریانات گردابی الکتریکی و حتی تشعشعات پراکنده نیز دیده نمی‌شوند. درواقع، می‌توان با لیزر انرژی را در موضع دلخواه اعمال کرد. ویژگی‌های دیگر لیزر عبارت‌اند از: تمیز بودن شیمیایی، نفوذ کنترل شدهٔ حرارتی و لذا کنترل تغییر شکل، منطقهٔ کنترل شدهٔ اعمال حرارت، نیاز کمتر به ماشین کاری بعدی، انجام کار بدون تماس و از راه دور و قابلیت اتوماسیون. با توجه به کاربرد روز افزون آماده‌سازی‌های سطوح با هدف ایجاد موادی که همزمان دارای خواص توده‌ای و سطحی مناسب باشند، لیزر نیز در این مسیر توانسته‌است نقش مناسبی ایفا کند.

یافته‌ها و نتیجه‌گیری: برخی از کاربردهای این فناوری عبارت‌اند از: الگوسازی لیزری، نشاندن سرامیک‌های زیست سازگار توسط لیزرهای پالسی PLD /Pulsed laser deposition، تبخیر به کمک ماتریس با لیزرهای پالسی MAPLE و نوشتن مستقیم با آن MDW، آماده‌سازی لیزری سطح برای بهبود خوردگی، گرفت (پیوند) لیزری، آماده‌سازی لیزری پوشش‌های هیدروکسی آپاتیتی پلاسما اسپری شده، که دربارهٔ این روش‌ها توضیح داده خواهد شد.

واژه‌های کلیدی: لیزر، زیست مواد، آماده‌سازی سطح

مقدمه

زیست‌مواد که در آن‌ها از مجموعهٔ فلزات، سرامیک‌ها، پلیمرها و کامپوزیت‌ها استفاده می‌شود به سه گروه اصلی تقسیم می‌شوند: خنثی (Inert) یا نیمه‌خنثی و با حداقل پاسخ میزبان، زیست فعال (bioactive) که محرک اتصال ماده به بافت‌های اطراف است و زیست تخریب‌پذیر (biodegradable) که طی زمان مشخصی در بدن جذب می‌شوند[۱].

وقایع منتهی به واکنش زیست مواد و بافت‌ها عمدتاً در اینترفیس بین این دو اتفاق می افتند[۵-۳]. بایواینتگریشن غایت توانایی یک زیست مادهٔ کاشته‌شده در بدن است که در آن در ناحیهٔ اتصال ماده و بدن هیچ التهاب مزمن یا تشکیل بافت غیر طبیعی دیده نمی‌شود[۸-۶]. بدیهی است که برای عملکرد مناسب ماده در محیط بدن، علاوه بر زیست سازگاری، باید ویژگی‌های دیگری خصوصاً خواص مکانیکی تودهٔ ماده نیز تأمین شود[۹و۱۰]. معمولاً تأمین همزمان این خواص مشکل است، لذا اغلب، زیست مواد به‌گونه‌ای طراحی می‌شوند که تودهٔ آن‌ها دارای خواص مکانیکی مناسب باشد و سطحشان با هدف تأمین ویژگی‌های مناسب تغییر یافته باشد[۱۱]. مثلاً برای عملکرد مناسب ایمپلنت درکناراستخوان، یک بیو ماده باید دارای خواصی چون زیست‌سازگاری عالی، تسهیل رسوب استخوان، توانایی القای یک لایهٔ آپاتیت روی ماده در شرایط فیزیولوژیک، قابلیت اتصال، گسترش، رشد و تمایز سلول‌های استخوان روی سطح ماده، خواص مکانیکی مناسب تودهٔ ماده و تأمین کارآیی عضو باشد[۱۲و ۱۳].

یکی از روش‌های نوین برای تغییر دادن خـواص سطوح،

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

استفاده از لیزر است که از جمله روش‌های کنترل‌پذیر و انعطاف‌پذیر به‌شمار می‌رود. لیزر در آماده‌سازی سطوح، خواص منحصر به‌فردی دارد. تشعشع الکترومغناطیس پرتو لیزری در لایه‌های اتمی سطحی مواد اوپک (مانند فلزات) جذب می‌شوند و چیزهایی مثل جریان گاز داغ، جریانات گردابی الکتریکی و حتی تشعشعات پراکنده نیز دیده نمی‌شوند. درواقع، می‌توان با لیزر انرژی را در موضع دلخواه اعمال کرد[۱۵-۱۳].

ویژگی‌های دیگر لیزر عبارت‌اند از: تمیز بودن شیمیایی، نفوذ کنترل شدهٔ حرارتی و لذا کنترل تغییر شکل، منطقهٔ کنترل شدهٔ اعمال حرارت، نیاز کمتر به ماشین‌کاری بعدی، انجام کار بدون تماس و از راه دور، قابلیت اتوماسیون[۱۶].

با توجه به کاربرد روزافزون آماده‌سازی‌های سطوح با هدف ایجاد موادی که همزمان دارای خواص توده‌ای و سطحی مناسب باشند، لیزر نیز در این مسیر توانسته‌است نقش مناسبی ایفا کند برخی از این کاربردها عبارت‌اند از: الگوسازی لیزری، نشاندن سرامیک‌های زیست سازگار توسط لیزرهای پالسی LD /Pulsed laser deposition، تبخیر به‌کمک ماتریس با لیزرهای پالسی MAPLE و نوشتن مستقیم با آن MDW، آماده‌سازی لیزری سطح برای بهبود خوردگی، گرفت (پیوند) لیزری، آماده‌سازی لیزری پوشش‌های هیدروکسی آپاتیتی پلاسما اسپری شده، که دربارهٔ این روش‌ها توضیح داده خواهد شد.

خواص سطحی زیست مواد

در روند چسبندگی سلول‌های بدن به سطح زیست مواد، فرآیندهای متنوعی درگیرند. کل این روند را می‌توان طی دو فاز توضیح داد: فاز اتصال(attachment) که به‌سرعت و با وقایع زودگذری مثل اتصالات فیزیکی-شیمیایی رخ می‌دهد (پیوندهای ناشی از نیروهای یونی، نیروهای واندروالس) و فاز چسبندگی (adhesion) که در طولانی‌مدت و با درگیرشدن ملکول‌های مختلف مانند پروتئین‌های ماتریس خارج سلولی، پروتئین‌های غشای سلول و پروتئین‌های اسکلت سلولی انجام می‌شود، از راه سیگنال‌دهی سلول و تنظیم بیان ژن‌ها عمل می‌کند[۱۸].

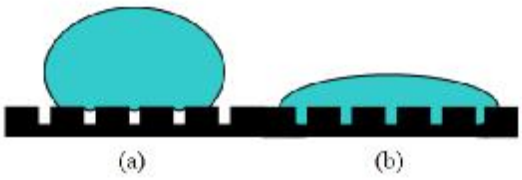
در پاسخ متقابل زیست‌ماده و سلول، قسمت اول یعنی اتصال (attachment)، نقش مهم‌تری دارد و آغازگر فرآیند است. در این حال قسمت دوم ماجرا یعنی چسبندگی (adhesion) معمولاً به‌جای روی سطح ماده با مقداری فاصله از سطح ماده شروع می‌شود و بعداً به سطح ماده گسترش می‌یابد[۱۹].

نکتهٔ مهم آن است که تنها چند لایهٔ ملکولی سطح که در تماس مستقیم با محیط بدن هستند و ضخامتی در حد نانومتر دارند، تعیین کنندهٔ ویژگی‌های واکنش متقابل زیست ماده-بدن هستند، خواصی مانند ادسورپشن پروتئین‌ها و چسبندگی سلولی از این جمله‌اند[۲۰].

رفتار سلول‌ها در قبال ماده بستگی زیادی به سطح ماده دارد و ویژگی‌هایی مانند توپوگرافی سطح، شیمی و انرژی سطح از این جمله‌اند و اینکه ملکول‌های بیولوژیک چگونه به سطح جذب می‌شوند یا اینکه سلول‌ها پس از تماس با سطح چه رفتاری مـی‌کننـد، تعیین‌کننده خواهد بود[۲۱].

مثلاً خشونت سطح یکی از عوامل مؤثر بر رفتار سلول‌ها در برابر سطح است و اغلب سلول‌ها بر سطوح صاف بهتر می نشینند و گسترش می‌یابند. البته مثلاً در تیتانیوم و آلیاژهای آن، این موضوع بر عکس است و سلول‌ها به سطوح خشن تیتانیومی بهتر می‌چسبند.

به همین طریق ترشوندگی و حضور گروه‌های فانکشنال در سطح زیست ماده نیز اهمیت قابل توجهی دارد[۲۲]. لذا، ویژگی‌های فیزیکی و شیمیایی سطوح در این زمینه تأثیر بسیار مهمی دارند. مثلاً در شیمی سطح، ترشدن wetting یک سطح توسط یک مایع و پخش شدن ماده روی آن جنبهٔ بسیار مهمی است. این امر در زیست سازگاری مواد نیز بسیار مؤثر است. کنترل ترشوندگی جامدات و انرژی سطحی آن‌ها بسته به نوع و کاربرد ماده صورت می‌گیرد و روش‌های تانسیومتری مانند سنجش زاویهٔ تماس از شایع‌ترین روش‌های اندازه‌گیری ترشوندگی Wettability هستند. (شکل ۱)



شکل ۱: تر شوندگی سطوح: a) ماده با ترکنندگی کم b) ماده با ترکنندگی زیاد

هیدرو فیلیسیته (آب دوستی) سطح بیانگر تمایل ماده نسبت به آب است. مواد هیدروفیل آب دوست‌اند و مواد هیدروفوب آب گریز، لذا، هرچه ماده هیدروفیل‌تر باشد، زاویهٔ تماس کمتر و انرژی آزاد سطحی بیشتری دارد. به‌عنوان مثال در سطح پلیمرهایی مانند پلی اتیلن، پلی تترافلوراتیلن، پلی پروپیلن و پلی استایرن و پلی اتیلن ترفتالات زاویهٔ تماس مناسب برای چسبندگی سلولی حدود ۷۰ درجه است[۲۳]. روش‌های

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

متنوعی برای تغییر دادن ترشوندگی سطوح استفاده می‌شوند، که بعضاً پیچیده و به‌سختی قابل کنترل‌اند.

تغییر سطح زیست مواد

روش‌های مختلفی در کنترل سطح تماس استخوان-ماده وجود دارد که به دو گروه اصلی فیزیکی-شیمیایی و بیوشیمیایی تقسیم می‌شوند.

روش‌های فیزیکی - شیمیایی

همانگونه که ذکر شد، بهبود ترشوندگی wettability به بهبود عمل در سطح تماس بافت-ماده کمک می‌کند.

در روش‌های فیزیکی–شیمیایی از تغییراتی مثل تغییر مرفولوژی سطح، تغییر بار الکتریکی سطح، پوشش‌های حاوی گروه‌های فانکشنال مانند کربوکسیل، دی‌هیدروژن فسفات و حتی سیلیکا و تیتانیا و روش‌های مشابه استفاده می‌شود[۹ و ۲۴].

دربارهٔ این روش‌ها به تفصیل توضیح داده می‌شود.

روش‌های بیوشیمیایی

این روش‌ها به‌عنوان جایگزین برای تغییرات فیزیکی- شیمیایی یا مورفولوژیک مطرح هستند. هدف اصلی این روش‌ها، تثبیت پروتئین‌ها، آنزیم‌ها و یا پپتیدها روی سطح زیست مواد است تا پاسخ‌های مشخصی را در سلول‌ها و بافت‌ها برانگیزند. یکی از این روش‌ها استفاده از ملکول‌های چسبان سلولی cell adhesion molecules است از جملهٔ این ملکول‌ها توالی RGD یعنی پپتیدهای آرژینین، گلیسین، آسپارتیک اسید می‌باشد که واسطهٔ چسبیدن سلول‌ها به اجزای ECM مانند فیبرونکتین، ویترونکتین، کلاژن نوع۱، استئوپونتین و سیالوپروتئین استخوان است. نشاندن پپتیدهای حاوی RGD روی سطح زیست مواد از روش‌های بهبود اتصال سلولی است [۹ و ۲۵].

برای تنظیم میزان مواجهه، غلظت، گیر و آزاد سازی این ملکول‌ها از روش‌هایی مانند ادسورپشن، تثبیت کووالانسی و آزادسازی از پوشش‌ها استفاده می‌شود.

ساده‌ترین روش، فروبردن مادهٔ کاشتنی در محلول پروتئینی حاوی زیست ملکول‌ها بلافاصله قبل از کاشت است که در استفاده از TGF بتا یا آلکالن فسفاتاز ALP نتایج خوبی داشته است[۲۵]. البته این روش فاقد کنترل بر گیر و میزان آزادسازی است، زیرا گیر فیزیکی مختصری بین زیست ملکول و سطح مادهٔ کاشتنی وجود دارد و آزاد شدن ماده هم بستگی به محیط اطراف دارد که می‌تواند بسیار متغیر باشد.

چسباندن پروتئین‌ها به سطح ماده هم روش دیگری است که اگرچه در مقایسه با ادسورپشن پیچیده‌تر است، اما فعالیت پروتئین‌های متصل به ایمپلنت همانند یا گاهی بیشتر از پروتئین‌های محلول است [۲۶].

سطوح فلزی از نظر داشتن گروه‌های فانکشنالی که به این کار بیایند فقیر هستند ولی لایهٔ اکسید پاسیوکنندهٔ روی آن‌ها با داشتن عامل هیدروکسیل می‌تواند محل چسبیدن سایلن‌ها باشد[۹].

این روشی برای اتصال زیست ملکول‌ها روی آلیاژهایی مثل نیکل کروم مولیبدن، نیکل تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم است که توضیح داده می‌شود.

بررسی سطح زیست مواد

میکروسکوپ الکترونی روبشی SEM شایع‌ترین روش است اگرچه روشی ویژه برای بررسی سطح نیست. این روش می‌تواند همراه با میکرو آنالیز عناصر EDAX به کار برود.

روش‌های جدیدتر عبارت‌اند از:

X-ray photoelectron spectroscopy (XPS), time-of-flight secondary ion mass spectrometry (ToF SIMS), scanning probe microscopy(SPM) and near-edge X-ray absorption fine structure (NEXAFS)

که ترکیب این روش‌ها اطلاعات مطلوبی در اختیار می‌گذارد.

مثلاً XPS و ToF SIMS می‌توانند اطلاعات شیمیایی دریافت شده از روش SPM را توسعه دهند و SPM اطلاعات فضایی به‌دست آمده از XPS و ToF SIMS را توسعه می‌دهد.

روش‌های رایج آماده‌سازی سطح زیست مواد

Radiation Grafting and Photo Grafting

گرفت کردن با تشعشع هم یک روش نشاندن ملکول‌های فعال در سطح بیومواد است. انرژی این روش در حدی است که استریل کردن سطح بیومتریال هم حاصل می‌شود. پرتو گاما، فرابنفش و تابش الکترونی در این روش به‌کار می روند.

القای کراس لینک با تشعشع از روش‌هایی است که با آن می‌توان شکل و ترکیب هیدروژل‌ها را برای مقاصد خاص زیستی تعیین کرد. فتوپلیمریزاسیون با نور یا UV می‌تواند عامل کراس لینک در محل کاربرد (In Situ) باشد که شکل دلخواه را در ناحیهٔ مورد استفاده به ماده بدهد[۲۷].

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

Plasma Surface Modification

در این روش از جریان پرانرژی تابش پلاسما glow discharge plasma استفاده می‌شود. در این فرآیند یک لولهٔ کوارتزی، تخلیه و با گاز کم‌فشار پر می‌شود. سپس به گاز مزبور با رادیوفرکانس یا میکروویو یا جریان مستقیم یا متناوب انرژی داده می‌شود.

ذرات انرژی‌دار در پلاسمای ایجاد شده عبارت‌اند از: یون‌ها، الکترون‌ها، رادیکال‌ها، متاستابل‌ها و فوتون‌های موج کوتاه (در حد UV) این حاملان انرژی در سطح ماده از طرق مختلف شیمیایی و فیزیکی پخش می‌شوند و تغییرات سطحی ایجاد می‌کنند. (شکل ۲)

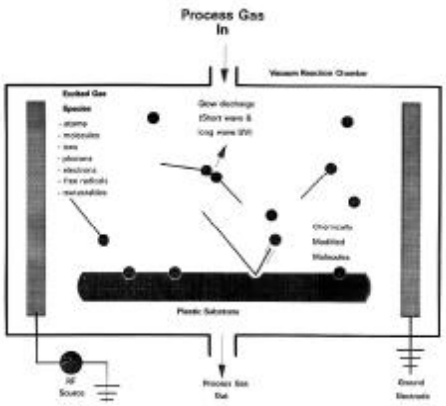


Figure 2: Schematic of plasma surface modification within the plasma reactor.

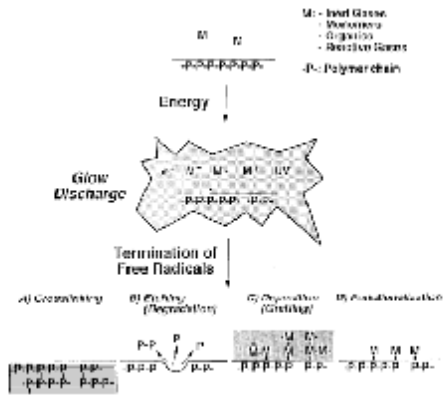


Figure 3: Schematic of the reaction mechanisms of plasma surface modifications.

شکل ۲: تغییر سطح توسط پلاسما

این روش می‌تواند در زیست‌مواد کاشتنی با اشکال پیچیده نیز به کار رود البته این روش هزینـهٔ بالایی دارد و شیمی سطح ایجاد شده نیز کاملاً یکدست نیست[۳۰ - ۲۸].

Ion Beam Processing

کاشت یون‌ها یا نشاندن به‌کمک یون‌ها ion beam assisted deposition نیز روشی است که در سطح ماده می‌تواند تغییرات مطلوب ایجاد کند.

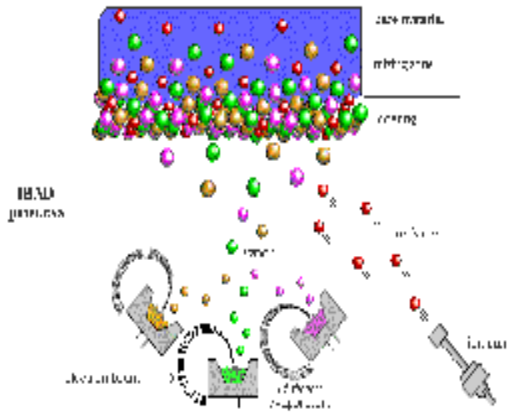
در این روش جریان یونی با انرژی ۱۰-۱ میلیون الکترون ولت به ناحیهٔ مورد نظر تزریق می‌شود.

(1 eV = 1.6 _ 10_19 J)

تغییرات سطحی ناشی از آن عبارت‌اند از: تغییر سختی، سایش، روانسازی، چقرمگی، مقاومت به خوردگی، هدایت و واکنش زیستی.

این روش بدون تغییر در تودهٔ ماده می‌تواند به‌صورت انتخابی سطح ماده را آماده سازی کند البته روشی گران و با عمق نفوذ کم است. (شکل ۳)

لایه‌نشانی به کمک جریان یونی IBAD یک روش لایه‌نشانی در خلأ است که لایه‌نشانی فیزیکی بخار PVD را با بمباران جریان یونی همراه کرده است. این روش در ایجاد پوشش‌های HA، لایه‌های کربنی شبه الماس DLC و لایه‌های سیانیدی C- N کاربرد دارد.



شکل ۳: فرآیند ion beam processing

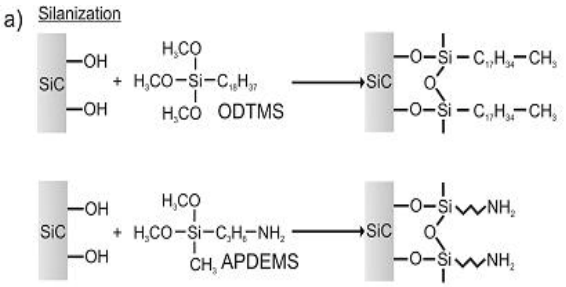
نساجی با جریان یونی IBT نیز روش دیگری است که در آن اشکال میکرو و ماکرو روی سطح زیست‌مواد با هدف بهبود زیست‌سازگاری ایجاد می‌شود[۳۱].

سایلنیزه کردن Silanization

برای تغییر در سطوح غنی از هیدروکسیل یا آمین به‌کار می‌رود.

با توجه به این که سطوحی چون شیشه، سیلیکا، ژرمانیوم، آلومینیوم و کوارتز و بسیاری اکسیدهای فلزی دیگر غنی از گروه‌های هیدروکسیل هستند، سایلن ها برای تغییر این سطوح مناسب می‌باشند شکل (۴) [۲۸].

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]



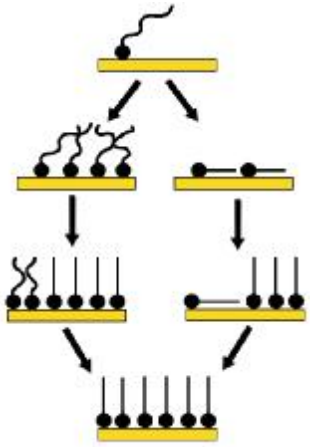
شکل ٤: فرآیند سایلینزاسیون

Langmuir–Blodgett Deposition

در روش LB سطح ماده با یک لایهٔ یک‌دست پوشانده می‌شود، هر یک از ملکول‌های این سطح دارای یک سر قطبی و یک ناحیهٔ غیر قطبی می‌باشند(شکل ۵) [۲۸].

Self-Assembled Monolayers

در روش تک‌لایه‌های خودساخته، ایـن پوشش‌ها بـه‌صـورت خودبه‌خود در قالب کریستال‌های دوبُعدی منظم روی برخی زیست‌مواد در محیط‌های انتخابی ایجاد می‌شوند[۲۸].



شکل ۵: روش تک‌لایه‌های خودساخته

Surface-Modifying Additives

افزودنی‌های تغییردهندهٔ سطح در درصدهای بسیار کم به‌صورت افزودنی هنگام ساخت ماده اضافه می‌شوند و خودبه‌خود در سطح پدیدار می‌گردند[۲۸].

Conversion Coating

پوشش‌های تغییردهندهٔ سطح، سطح فلزات را به یک لایهٔ تراکم غنی از اکسید تبدیل می‌کنند که به‌کمک حفاظت در برابر خوردگی می‌آیند وچسبندگی و گاهی روانسازی سطح را تسهیل می‌کنند مثلاً در Parylene Coating، پارا زایلیلن (پاریلن) در تغییر سطوح جایگاهی ویژه دارد و به‌طور مکرر در لایه‌های نازک پوشش‌دهندهٔ سطح استفاده می‌شود[۲۸].

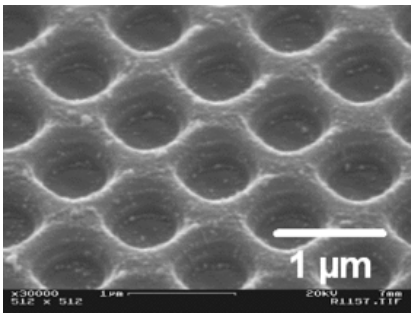
تغییر سطوح با کمک لیزر

LASER surface modification

لیزر در تغییر سطوح هر دو گروه مواد معدنی و آلی کاربرد دارد . لیزر می‌تواند به صورت‌های مداوم یا پالسی در حد ۱۰۰ نانوثانیه تابش شود. این روش می‌تواند با هدف آنیلینگ، اچ‌کردن، لایه‌نشانی و پلیمریزاسیون به‌کار رود[۳۲و۳۳]. روش‌های شایع کاربرد لیزر به این شرح هستند. (شکل ۶)

Laser Patterning

الگوسازی لیزری بر مبنای تمرکز شعاع لیزر در نقاطی با ابعادی در حد میکرون و تبخیر ماده و حکاکی روی آن معرفی شده است این ابعاد برای کار با سلول مطلوب می‌باشند.

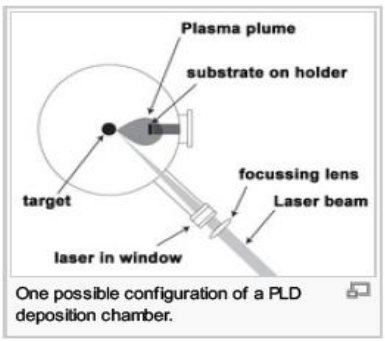


شکل ٦: الگوسازی لیزری

حرکت لیزر روی سطح به صورت ساده یا با kinoform ماشین کاری لیزری سطح را ممکن می‌سازد. روش‌های جدید فوتولیتوگرافی برای آماده‌سازی سه بُعدی سطوح با لیزر اکسایمر با هدف بهبود ارتباط سطوح و سلول‌ها معرفی شده اند[۳۴و۳۵].

Pulsed Laser Deposition (PLD) of Biocompatible Ceramics

لایه‌نشانی توسط لیزر پالسی روشی جدید است و برای نشاندن زیست سرامیک‌ها (مانند HA و فسفات کلسیم) یا نانولوله‌های کربنی روی سطوح مختلف فلزی، سرامیکی، نیمه هادی و پلیمرها (مانند آکریلات‌ها) به‌کار می‌رود. (شکل ۷)



شکل ۷ – لایه‌نشانی توسط لیزر پالس

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

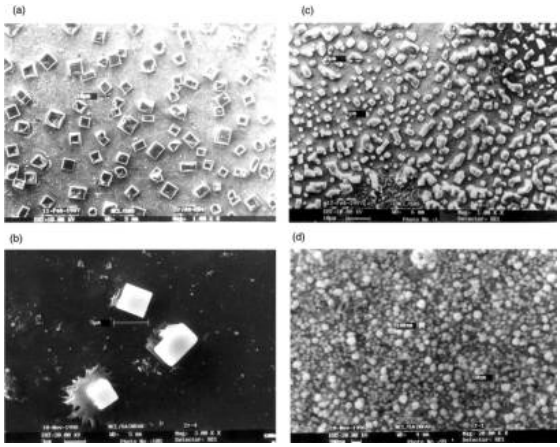
کنترل روی این روش در مقایسه با روش‌های دیگر لایه‌نشانی بسیار بیشتر است و به‌نظر می‌رسد می‌تواند به‌عنوان تکنیک انتخابی لایه‌نشانی در آید. این روش شامل ۴ مرحله است:

۱- تبخیر لیزری ناحیهٔ هدف و تبدیل آن به پلاسما، بسته به انرژی و طول موج لیزر، پدیدهٔ "انفجار کولومب" در عمقی در حد ۱۰ نانومتر در ماده رخ می‌دهد و الکترون‌های این اتم‌های سطحی کنده می‌شوند. حرارت تابش لیزر موجب تبخیر ماده و شکل‌گیری پلاسما می‌شود.

۲- جهت‌گیری پلاسما از محل تبخیر به سمت سوبسترا بر مبنای انرژِی الکترومغناطیس تابش.

۳- بمباران سطح سوبسترا توسط جریان مادهٔ پر انرژی و نشانده‌شدن مادهٔ هدف روی سوبسترا طی ایجاد یک تعادل حرارتی.

۴- هسته‌سازی و رشد لایه روی سطح سوبسترا که به عوامل متعددی بستگی دارد مانند: متغیرهای لیزر (انرژی و طول موج)، متغیرهای سطح (دمای سطح که بالا بودن آن مانع لایه نشانی است و تخلخل و خشونت سطح) و فشار زمینه (میزان فشار اکسیژن محیط). (شکل ۸)



شکل ۸: مراحل لایه‌نشانی توسط لیزر پالسی

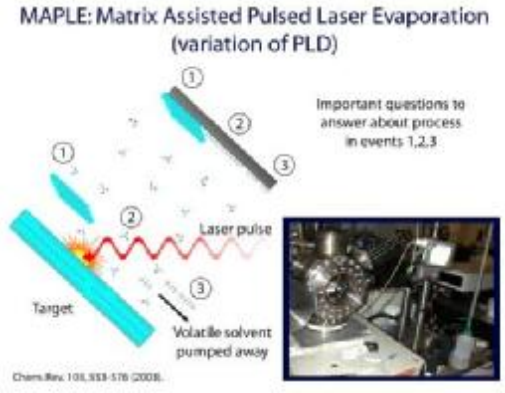
رشد این هسته‌ها می‌تواند به‌صورت جدا جدا، لایه ای و یا سه بُعدی باشد[۳۹- ۳۴].

Matrix-Assisted Pulsed Laser Evaporation and MAPLE Direct Write

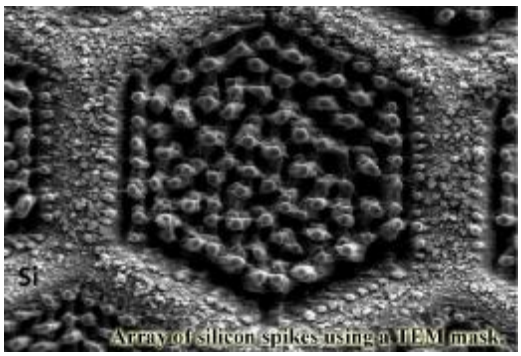
تبخیر لیزری پالسی به کمک ماتریس و نوشتن MAPLE مستقیم

در روش MAPLE از سوسپانسیون یا حل کردن زیست‌ماده و پوشش مورد نظر در یک حلال فرار استفاده می‌شود، در مرحلهٔ بعد انجماد مجموعه برای ایجاد یک هدف جامد انجام می‌شود و با استفاده از لیزر پالسی UV با جریان کم در محیط دارای پمپ خلأ، تبخیر و نشانده شدن لایه روی ماده انجام می‌شود[۴۰ و ۴۱]

الگوی لایه را می‌توان با استفاده از فیلترها و ماتریس‌ها به شکل‌های مختلف (خطی، نقطه‌ای، آرایه‌ای) و با دقت ۲۰ میکرون شکل داد. (شکل ۹ و ۱۰)



شکل ۹: تبخیر لیزری پالسی به کمک ماتریس MAPLE



شکل ۱۰: الگوی لایهٔ ساخته‌شده با روش MAPLE

در نوشتن مستقیم با MAPLE که MDW نام دارد، پوشش توسط لیزر مستقیماً ازروی یک ریبون روی سوبسترا نشانده می‌شود. که این کار با دقتی در حد ۱۰ میکرون قابل انجام است. (شکل ۱۱)

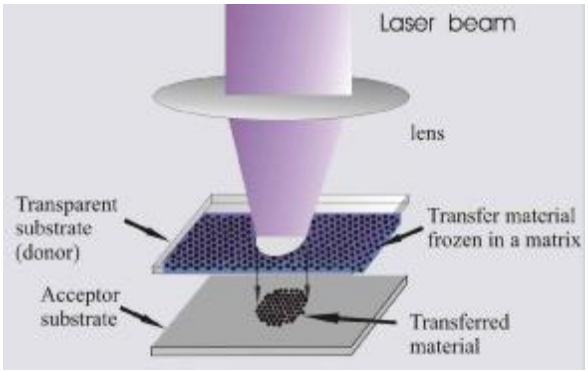
پیوند (گرفت) لیزری Laser Grafting

چسباندن مواد مختلف روی سطوح مانند پیوند هیدروکسی اتیل متاکریلات HEMA و ان – وینیل پیرولیدون NVP توسط لیزر CO_2 روی سطوح لاستیک‌های اتیلن – پروپیلن EPR از جمله دیگر کاربردهای لیزر است. مثلاً روی سطح نوع ولکانیزه EPR

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

توسط لیزر CO_2 موادی چون HEMA و آکریلامید پیوند شده‌اند.

با این روش هیدروفیلیسیتهٔ سطح و اتصال ماکروفاژها به این سطوح تغییر یافته، افزایش قابل توجهی یافته‌اند [۱۷و ۱۸].



شکل ۱۱: در نوشتن مستقیم با MAPLE

Laser Treatment of Plasma Sprayed Hydroxyapatite Coatings

سه ویژگی مهم پوشش‌ها عبارت‌اند از: بلوری بودن، تخلخل و چسبندگی بلوری بودن از آن جهت مهم است که انواع آمورف به سرعت جذب و تخریب می‌شوند. تابش لیزر معمولاً باعث کاهش تخلخل پوشش‌ها می‌شوند مثلاً در پوشش‌های HA، تابش لیزر Nd:YAG موجب ایجاد یک لایهٔ پخته می‌شود که به‌سرعت جامد می‌شود[۴۲].

اثرهای دیگر

تابش مستقیم لیزر اکسایمر بر سطح آلیاژهای NiTi موجب بهبود خواص این آلیاژ در برابر خوردگی می‌شود. افزایش ضخامت لایهٔ اکسید و همگن سازی سطح از جمله دلایل احتمالی این پدیده هستند [۴۳]. این پدیده در تابش لیزر اکسایمر بر فولاد زنگ نزن۳۱۶ در حضور هوا هم مشاهده شده است که علاوه بر دلایل قبلی به حذف فاز کارباید هم نسبت داده شده است[۴۴]. البته نفوذ همزمان گاز نیتروژن هوا در سطح چنین آلیاژهایی می‌تواند برخلاف این مسیر به کاهش مقاومت به خوردگی منجر شود[۴۵].

با توجه به مباحث ذکر شده، لیزر به‌عنوان ابزاری نوین در بهبود خواص زیست‌مواد و طراحی و ساخت زیست‌مواد جدید کاربرد دارد که کارآمدی آن در این زمینه نیازمند پژوهش‌های بیشتر و در زمانی طولانی‌تر است.

منابع

silica, Journal Of Biomedical Materials Research 1995; 29: 325–8.

7. Tanahashi M, Yao T, Kokubo T, Minoda M, Miyamoto T, Nakamura T , Yamamuro T. Apatite coated on organic polymers by biomimetic process: improvement in its adhesion to substrate by glowdischarge treatment, Journal of Biomedical Materials Research 1995; 29: 349–57.

8. Li P, Ohtsuki C, Kokubo T, Nakanishi K, Soga N, Nakamura T , Yamamuro T. Process of formation of bone-like apatite layer on silica gel, Journal of Materials Science: Materials in Medicine 1993; 4: 127–31.

9. Laser Surface Treatment of Bio-Implant Materials L. Hao and J. Lawrence © 2005 John Wiley & Sons, Ltd ISBN: 0 470-01687-6

10. McFarland C D, Mayer S, Scotchford C, Dalton B A, Steele J G , Downes S. Attachment of cultured human bone cells to novel polymers, Journal of Biomedical Materials Research 1999; 44: 1–11.

11. Sodhi R N S. Application of surface analytical and modification techniques to biomaterial research,

References

1.Smallman R E. Modern Physical Metallurgy and Materials Engineering Science, Process and Applications, Boston: Butterworth-Heinemann 1999; 394–402.

2.Branemark P I. Osseointegration and its experimental background. Journal of Prosthetic Dentistry 1983; 50: 399–410.

3. Yaszemski M. J, Payne R. G, Hayes W. C, Langer R , Mikos A G. Evolution of bone transplantation: molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone. Biomaterials 1996; 17: 175–85.

4. Friedman R J, Black J, Galante J O, Jacobs J J, Skinner H B. Current concepts in orthopaedic biomaterials and implant fixation, Journal of Bone and Joint Surgery 1993; 75: 1086–109.

5.Hastings G W, Mahmud F A. Intelligent orthopaedic materials, Journal of Intelligent Material Systems and Structures1993; 4: 452–6.

6. Li P, Ye X, Kangasniemi I, de Blieck-Hogervorst J. M, Klein C P , de Groot K. In vivo calcium phosphate formation induced by sol-gelprepared

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena 1996; 81: 269–84.
12. Vogler E A. Structure and reactivity of water at biomaterial surfaces, Advances in Colloid and Interface Science 1998; 74: 69–117.
13. Lawrence J, Li L. Laser Modification of the Wettability Characteristics of Engineering Materials, London: Professional Engineering 2001.
14. Nuzzo R. G, Dubois L. H, Allara D L. Fundamental studies of microscopic wetting on organic surfaces. I. Formation and structural characterization of a self-consistent series of polyfunctional organic monolayers, Journal of the American Chemical Society 1990; 112: 558–69.
15. Laibinis P E, Whitesides G M, Allara D L, Tao Y T, Parikh A N, Nuzzo R G. Comparison of the structures and wetting properties of self-assembled monolayers of n-alkanethiols on the coinage metal surfaces, Cu, Ag, Au. Journal of the American Chemical Society 1992; 113(11):7152–67.
16. Steen W M. Laser Material Processing, London: Springer-Verlag 1991.
17. Mirzadeh H, Katbab A A, Burford R P. CO2-laser graft copolymerization of HEMA and NVP onto ethylene–propylene rubber (EPR) as biomaterial-(III), Radiation Physics and Chemistry 1995; 46: 859–62.
18. Mirzadeh H, Katbab A A, Khorasani M T, Burford R P, Gorgin E, Golestani A. Cell attachment to laser-induced AAm- and HEMAgrafted ethylene–propylene rubber as biomaterial: in vivo study, Biomaterials 1995; 16: 641–8.
19. Anselme K. Osteoblast adhesion on biomaterials, Biomaterials 2000; 21: 667–81.
20. Boyan B D, Hummert T W, Dean D D, Schwartz Z. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response, Biomaterials 1996; 17: 137–46.
21. Chesmel K D, Clark C C, Brighton C T, Black J. Cellular responses to chemical and morphologic aspects of biomaterial surfaces. Part II. The biosynthetic and migratory response of bone cell populations, Journal of Biomedical Materials Research 1995; 29: 1101–10.
22. Grzesik W J, Robey P G. Bone matrix RGD glycoproteins: immunolocalization and interaction with human primary osteoblastic bone cells in vitro, Journal of Bone and Mineral Research 1994; 9: 487– 96.
23. Tamada Y, Ikada Y. Cell adhesion to plasma-treated polymer surfaces, Polymer 1993; 34: 2208–12.
24. Fujimori S. Surface characterization of titanium plates with different surface treatments and cellular proliferation and expression of osteoblast-like cells in vitro on their surface, Journal of Dental Materials 1995; 14:155–68.
25. Sumner D R, Turner T M, Purchio A F, Gombotz W R, Urban R M, Galante J O. Enhancement of bone ingrowth by transforming growth factor-beta, The Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume 1995; 77: 1135–47.
26. Liu S Q, Ito Y, Imanishi Y. Cell growth on immobilized cell growth factor. Part 5: interaction of immobilized transferrin with fibroblast cells, International Journal of Biological Macromolecules 1993; 15: 221–6.
27. Ratner B D. Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, San Diego, California: Academic Press 1996; p: 484.
28. Benson R S. Use of radiation in biomaterials science, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms 2002; 191: 752–7.
29. Mandl s, Rauschenbach B. Plasma immersion ion implantation. A new method for homogeneous surface modification of complex forms of medical implants. Biomedizinische Technik 2000; 45: 193–8.
30. Chu P K, Chen J Y, Wang L P, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials, Materials Science and Engineering R: Reports 2002; 36: 143–206.
31. Cui F Z, Luo Z S. Biomaterials modification by ion-beam processing, Surface and Coatings Technology 1999; 112: 278–85.
32. Kasemo B, Gold J. Implant surfaces and interface process, Advance Dental Research 1999; 13: 8–20.
33. Duncan A C, Weisbuch F, Rouais F, Lazare S, Baquey C. Laser microfabricated model surfaces for controlled cell growth, Biosensors and Bioelectronics 2002; 17: 413–26.
34. Ringeisen B R, Chrisey D B, Pique A, Young H D, Modi R, Bucaro M, Jones-Meehan J, Spargo B J. Generation of mesoscopic patterns of viable Escherichia coli by ambient laser transfer, Biomaterials 2002; 23: 161–6.
35. Daniel M B, Sunyong Yi, Kuchmek J, Jeffrey Corgan, Papantonakis M. Laser processing of poly(methyl methacrylate) Lambertian diffusers, Applied Surface Science, Volume 2010; 257: 22-24.
36. Koch C F, Johnson S, Kumar D, Jelinek M, Chrisey DB, Doraiswamy A, Jin C, Narayan R J, Mihailescu I N. Pulsed laser deposition of

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]

hydroxyapatite thin films, Materials Science and Engineering 2007; 27(3): 484-94.
37. Ball M D, Downes S, Scotchford C A, Antonov E N, Bagratashvili V N, Popov V K, Lo W J, Grant D M, Howdle S M. Osteoblast growth on titanium foils coated with hydroxyapatite by pulsed laser ablation, Biomaterials 2001; 22: 337–47.
38. Stramel A A, Gupta M C, Lee H R, Yu J, Edwards W C. Pulsed laser deposition of carbon nanotube and polystyrene–carbon nanotube composite thin films, Optics and Lasers in Engineering, In Press, Corrected Proof, Available online 2010; 22.
39. D'Alessio L, Teghil R, Zaccagnino M, Zaccardo I, Ferro D and Marotta V. Pulsed laser ablation and deposition of bioactive glass as coating material for biomedical applications, Applied Surface Science 1999;138–39, 527–32.
40. Patz T M, Doraiswamy A, Narayan R J, Menegazzo N, Kranz C, Mizaikoff B, Zhong Y, Bellamkonda R, Bumgardner J D, Elder S H, Walboomers X F, Modi R, Chrisey D B. Matrix assisted pulsed laser evaporation of biomaterial thin films, Materials Science and Engineering 2007; 27(3): 514-22.
41. Harris M L, Doraiswamy A, Narayan R J, Patz T M, Chrisey D B. Recent progress in CAD/CAM laser direct-writing of biomaterials, Materials Science and Engineering 2008; 28(3): 359-65.
42. Cheang P, Khor K. A, Teoh L L, Tam S C. Pulsed laser treatment of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings, Biomaterials 1996; 17: 1901–4.
43. Villermaux F, Tabrizian M, Yahia L H, Meunier M, Piron D L. Excimer laser treatment of NiTi shape memory alloy biomaterials, Applied Surface Science 1997; 109–10, 62–6.
44. Yue T M, Yu J K, Man H C. The effect of excimer laser surface treatment on pitting corrosion resistance of 316LS stainless steel, Surface and Coatings Technology 2001; 137: 65–71.
45. Yue T M, Yu J K, Mei Z, Man H C, Excimer laser surface treatment of Ti6Al4V alloy for corrosion resistance enhancement, Materials Letters 2002; 52: 206–12.

[Downloaded from icml.ir on 2024-04-17]