

کاربرد لیزر Nd:YAG در چسبندگی سلولهای استخوانی بر روی سطح آلیاژ تیتانیوم

جواد توکلیⁱ، سید محمد عترتی خسروشاهیⁱⁱ، محبوبه محمودیⁱⁱⁱ

چکیده

با توجه به کاربرد وسیع آلیاژهای تیتانیوم در پروتزها، جدیدترین مطالعات بر خواص سطحی این فلز و بررسی رفتار آن در تماس با مایعات بدن متمرکز شده است. در این تحقیق تاثیر برهمکنش لیزر پالسی Nd:YAG و پارامترهای اپتیکی آن نظیر چگالی انرژی و تعداد پالس بر خصوصیات سطح آلیاژ Ti6Al4V با هدف دست یابی به سطحی با کیفیت بالا مورد بررسی قرار گرفته است. افزایش مقاومت خوردگی، سختی قابل توجه سطح و کاهش درصد وانادیوم در سطح از جمله نتایج است که در شرایط بهینه فرآیند پرتودهی با لیزر فوق بر سطح فلز حاصل می شود. در ادامه این تحقیق، مدلسازی رفتار چسبندگی سلول های استخوانی بر سطح آلیاژ تیتانیوم و تغییر آن به صورت تابعی از تنش، دما، زمان و پارامترهای سطحی بررسی شده است.

کلمات کلیدی

لیزر Nd:YAG، تیتانیوم، مقاومت خوردگی، سختی سطح، چسبندگی سلول به سطح، زاویه تماس.

Application of Nd:YAG Laser for Adhesion of Osteoblast Cells on Ti6Al4V Surface

J. Tavakoli ; M.E. Khosroshahi; M. Mahmoodi

ABSTRACT

Considering wide applications of Ti alloys in medicine as medical implants, attentions are focused on surface properties of these alloys and their behaviour in body fluid. In present research, the interaction of pulsed Nd:YAG laser with Ti6Al4V and its effects on surface properties are evaluated. The results indicate that irradiation of Ti6Al4V with Nd:YAG laser under optimum conditions have a number of considerable advantages including increasing corrosion resistance, surface hardness and reduction of vanadium. Modelling of osteoblast cells adhesion to Ti6Al4V and its dependency on stress, temperature, time and surface microstructure are also studied.

KEYWORDS

Nd:YAG laser, Titanium, Corrosion resistance, Surface hardness, Bioadhesion, Contact angle

ⁱ دانشجوی دوره دکتری، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومواد

ⁱⁱ دانشیار دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومواد، ۶۴۵۴۲۲۹۸

ⁱⁱⁱ دانش آموخته دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات

بر روی آن به حد قابل قبولی دست یابد [۴].

امروزه با روشن شدن نقش غیر فعال و قابلیت بیواکتیو بودن سطح کاشتنی های از جنس تیتانیوم، مطالعات وسیعی در جهت بررسی تاثیر توپوگرافی، میزان بار، اجزا تشکیل دهنده و همچنین خصوصیات شیمیایی سطح بر روند رشد استخوان بر سطح کاشتنی انجام شده است [۵]-[۹]. اگرچه آنچه که در تحقیقات اخیر بدست آمده نشان از تغییر میزان چسبندگی سلول های استخوانی به سطح کاشتنی با تغییر خصوصیات مختلف سطح دارد اما به همان اندازه نیز بر خصوصیات نظیر میزان خوردگی، سختی و آبدوستی کاشتنی تاثیرگذار می باشد [۱۰]، [۱۱]. برای دست یابی به مورفولوژی متفاوت، روشهای گوناگونی قابل انجام است که از آن جمله می توان به سمپاده زنی، پوشش دهی، ایجاد نقوش متمایز بر سطح در هنگام فرایند ساخت به روش قالبگیری، ماشینکاری، سند بلاست و استفاده از لیزر در ایجاد ذوب سطحی (LSM) و همچنین آلیاژ سازی سطحی (LSA) اشاره کرد. مطالعات نشان داده است که به کارگیری لیزر در ذوب سطحی می تواند علاوه بر ایجاد تغییر در روند رشد سلول های استخوانی بر روی سطح کاشتنی از جنس تیتانیوم بر رفتار خوردگی آن نیز تاثیر گذار باشد [۱۲]. در این روش خواص سطحی فلز با ذوب شدن سطح، انجماد سریع و رسوب گذاری مجدد مواد مذاب با توجه به تغییر ترکیب عناصر سطح بهبود می یابد. آنچه مسلم است فرآیند اصلاح سطح توسط لیزر به شاخص هایی نظیر چگالی انرژی لیزر و شرایط اپتیکی - کینتیکی آن بستگی دارد. علاوه بر امکان ایجاد تغییر در مقاومت خوردگی، تابش پرتو لیزرهای مختلف با سطح فلزات باعث تغییر میزان تر شدگی و نهایتاً زیست سازگاری آنها می شود [۱۳]. استفاده از لیزر به منظور دست یابی به خواص سطحی مناسب و بهینه در کاشتنی های فلزی در مقایسه با سایر روشهای نام برده، دارای دقت بالا، کنترل پذیری فرایند و آلودگی بسیار ناچیز سطح است.

در این مقاله برهمکنش لیزر پالسی Nd:YAG با آلیاژ Ti6Al4V با تاکید بر تاثیر شاریدگی، تعداد پالس و همچنین توجه به نکاتی نظیر تغییر سختی سطح، تغییر ترکیبات سطحی و تغییر روند خوردگی بررسی شده است. همچنین مدلسازی چسبندگی سلول های استخوانی به سطح این آلیاژ ارائه گردیده و تاثیر تغییر پارامترهایی مانند دما، زمان، خصوصیات سطحی و تنش بر فرآیند چسبندگی بررسی شده است. تغییر در میزان آبدوستی و آبگریزی سطح پس از پرتو دهی نیز از جمله موارد مورد مطالعه بوده که با استفاده از زاویه تماس بررسی شده است.

اهمیت فلزات در تمدن بشر و نقش موثر آن در صنعت، کشاورزی و زمینه های گوناگون زندگی بر کسی پوشیده نیست. امروزه استفاده از فلزاتی نظیر تیتانیوم و آلیاژهای آن برای مقاصد کاشت در بدن انسان به عنوان وسایل تثبیت شکست داخلی، پیچ، سیم، کاشتنی های دندان و پروتزهایی نظیر مفاصل زانو و ران بسیار متداول است. خواص زیست سازگاری مناسب این ماده همراه با مقاومت مکانیکی قابل قبول آن، باعث شده است تا نتایج قابل قبول و ارزنده ای از کاشت این مواد در بدن حاصل گردد [۱]. اگرچه استفاده از این فلز برای ساخت کاشتنی های فلزی، با بکارگیری آن در استخوان فمور گربه به سال ۱۹۳۰ باز می گردد اما به دلیل استحکام بالا نسبت به چگالی کم، مقاومت عالی در برابر خوردگی، خواص مکانیکی قابل قبول و همچنین خواص شیمیایی بسیار عالی استفاده از آن روز به روز بیشتر شده به گونه ای که امروزه استفاده از فولاد ضدزنگ و آلیاژ CoCrMo را کاهش داده است [۲].

مدول الاستیسیته آلیاژ ۵/۶ و استحکام آن حدود ۶ برابر استحکام استخوان مترکم است. از نظر مکانیکی تیتانیوم قابلیت مفتول شدن را دارد که این ویژگی در مواردی که کاشتنی های تیغه ای شکل یا با فرمی خاص مورد نیاز هستند، اهمیت زیادی پیدا می کند. در استاندارد ASTM از آلیاژ Ti6Al4V با نام Extra Low Interstitial (ELI) به عنوان ماده ای که از عناصر بین نشینی کمی تشکیل شده یاد گردیده است که خصوصیات کامل این ماده تحت شماره ۱۳۶ ASTM قابل دسترسی است.

از مهمترین خصوصیات تیتانیوم که باعث کاربرد وسیع آن در کاشتنی های فلزی در بدن شده است غیرفعال بودن آن به دلیل وجود لایه اکسیدی در سطح آن است. به این معنا که تیتانیوم و آلیاژهای آن نسبت به حملات شیمیایی همچون تهاجم مایعات بدن و خوردگی در محیط های شیمیایی مربوط به کاشتنی از مقاومت بالایی برخوردار هستند. به دلیل پایین بودن میزان حلالیت لایه اکسید ذکر شده، این لایه در هنگام تماس با بافت عملاً غیر قابل حل بوده و هیچگونه یونی از آن آزاد نمی شود، لذا تیتانیوم در بافت حالت خنثی داشته و مقاومت بالایی نسبت به خوردگی از خود نشان می دهد [۳]. از سوی دیگر تشابه رفتاری لایه اکسید موجود بر سطح تیتانیوم با سرامیک ها و تطابق بیولوژیکی بسیار بالای آن با بافت های بدن، تمایل این لایه به جذب مواد معدنی نظیر کلسیم و فسفات را افزایش داده و باعث می شود تا رشد سلول های استخوانی

۲- ابزار و روشها

۲-۱-۲- آزمایشها

۲-۱-۱- آماده سازی نمونه

در این تحقیق از آلیاژ تیتانیوم با فرمول شیمیایی $4V(3.25\%)Ti(91.63\%)Al(5.12\%)$ استفاده شده است. قبل از انجام هرگونه آزمایش نمونه های فلزی دو بار به صورت کامل در الکل غوطه ور شده و سپس یک بار در آب مقطر به صورت اولتراسونیک شستشو داده شد.

۲-۱-۲- تنظیم لیزر

اصلاح سطح تیتانیوم با لیزر به پارامترهای اپتیکی پرتو و فیزیکی ماده بستگی دارد که تغییر هر کدام از آنها بر روی سطح تاثیر خواهد گذاشت. در این تحقیق از لیزر پالسی Nd:YAG با طول موج $1064nm$ و پهنای پالس $200\mu s$ استفاده شد. حداکثر توان خروجی دستگاه به صورت میانگین برابر $45W$ و حداکثر انرژی پالس برابر $50J/pulse$ قابل تنظیم بود. کلیه آزمایشها در فرکانس $1Hz$ انجام پذیرفت. آزمایشها بر حسب تعداد پالس و چگالی انرژی لیزر در مجاورت هوا انجام گرفت. جابجایی نمونه در برابر پرتو لیزر با کمک یک متحرک دقیق در مختصات XYZ انجام گرفت.

۲-۱-۳- انجام پرتو دهی

به منظور دستیابی به شرایط بهینه برهمکنش لیزر با فلز و یافتن آستانه ذوب و آستانه کندگی، تغییرات کندگی بر حسب چگالی انرژی لیزر بررسی شد. همچنین تاثیر تغییر تعداد پالس بر روی عمق کندگی در چگالی های انرژی ثابت بررسی شد. از آنجاکه هدف از انجام این تحقیق دستیابی به شرایط اصلاح بهینه سطح تیتانیوم و بررسی خصوصیات آن پس از ذوب سطحی توسط لیزر بوده است، اطلاعات مربوط به آستانه ذوب و تبخیر سطحی به منظور استفاده از شرایط آن در فرآیندهای آتی اصلاح سطح از اهمیت خاصی برخوردار است.

۲-۱-۴- ارزیابی

با استفاده از روشهای Scanning Electron Microscopy و Energy Dispersive X-Ray Analysis پارامترهای مورفولوژی سطح و ترکیب شیمیایی آن پس از اصلاح بررسی و با نمونه اصلاح نشده مقایسه گشت. آزمایش خوردگی در حضور محلول هنک (Hank) در دمای $37^{\circ}C$ اجرا شد تا شبیه سازی محیط خوردگی به محیط بدن تا حد امکان رعایت گردد. رفتار خوردگی فلز بر اساس روش پلاریزاسیون تافل و با توجه به منحنی $\log I$ (جریان) برحسب E (پتانسیل خوردگی) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. سختی سطح نیز با بار 50 گرم و در

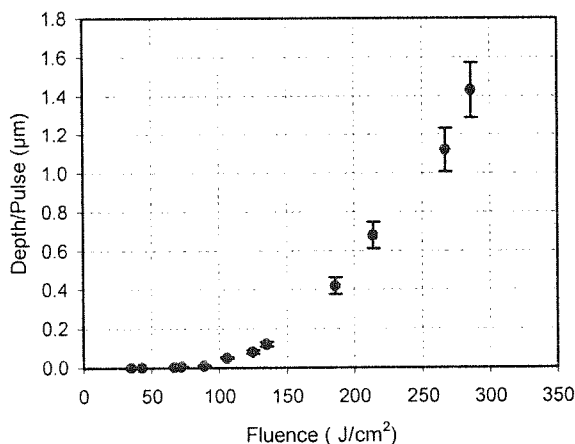
زمان 10 ثانیه با دندانگذار الماسی مربعی شکل برای نمونه اصلاح شده و اصلاح نشده در 5 نقطه برای هر آزمایش اندازه گیری شد. به منظور تعیین میزان آبدوستی - آبریزی سطح آلیاژ مورد مطالعه، تست زاویه تماس (contact angle) انجام پذیرفته است.

۲-۲- نتایج

عمق کندگی در هر پالس برحسب تغییر چگالی انرژی لیزر در شکل (۱) آورده شده و به صورت معادله (۱) قابل بررسی است.

$$X = \alpha^{-1} \ln(F/F_t) \quad (1)$$

که در آن X عمق کندگی، α ضریب جذب، F شاریدگی و F_t آستانه شاریدگی است. تاثیر پرتو لیزر بر روی آلیاژ تیتانیوم به سه منطقه قابل تقسیم است.



شکل (۱): تاثیر تغییر چگالی انرژی پرتو لیزر بر روی $Ti6Al4V$ بر میزان عمق کندگی پالس

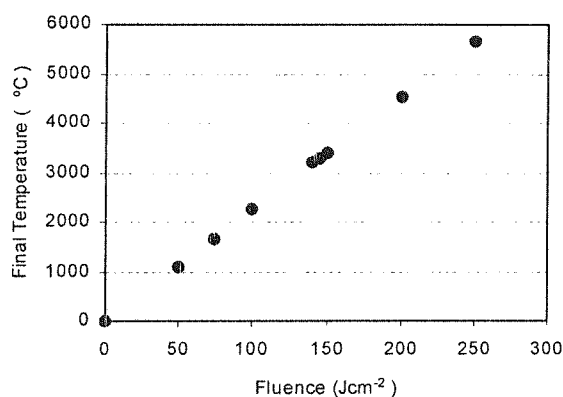
در منطقه اول بر روی سطح فلز تغییری بوجود نیامد و سطح از نظر مورفولوژیکی ثابت و بدون تغییر باقی ماند. محدوده این شاریدگی از 0 تا $72 Jcm^{-2}$ قابل مشاهده است.

در منطقه دوم که از $72 Jcm^{-2}$ تا $145 Jcm^{-2}$ متغیر است، مراکز ذوب در سطح ظاهر می شود که به تدریج حوضچه های مذاب را تشکیل می دهند. در نهایت در منطقه سوم که در چگالی انرژی بالاتر از $150 Jcm^{-2}$ آغاز میشود منطقه مذاب با افزایش شاریدگی گسترش یافته تا این که مواد مذاب سطح را به صورت تبخیرترک نموده و پدیده کندگی رخ می دهد. با توجه به مقادیر بدست آمده پهنای پالس ($200\mu s$)، ضریب جذب ($5 \times 10^{-2} cm^{-1}$)، و همچنین زمان واپاشی گرمایی ($\tau_r = \alpha^{-2}/4 \approx 140 ns$) شرایط حاکم بر آزمایش به صورت

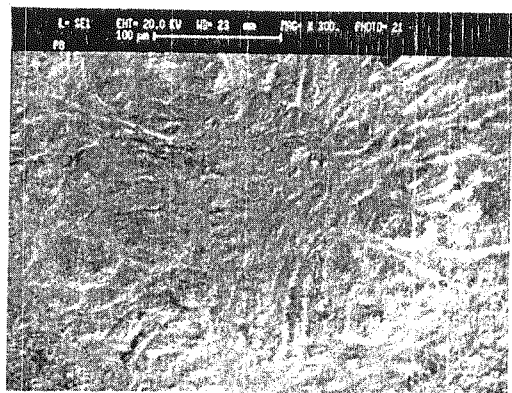
غیرآدیابتیک است که به صورت رابطه (۲) بیان می شود.

$$T_f - T_i = (1 - R) F / \{ \rho c (4k\tau_p)^{0.5} \} \quad (2)$$

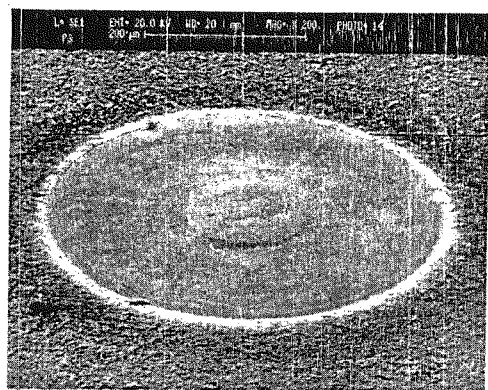
جاییکه R درصد انعکاس پرتو، ρ چگالی، c ظرفیت گرمایی ویژه، k ضریب پخشندگی گرمایی و τ_p پهنای پالس می باشد. در این حالت گرمای حاصل از برهمکنش لیزر با سطح آلیاژ تحت کنترل نبوده و در نتیجه گرما از محدوده برهمکنش خارج می گردد. در شکل (۲) تغییرات درجه حرارت بر حسب شاریدگی نشان داده شده است.



شکل (۲): تغییر درجه حرارت سطح آلیاژ Ti6Al4V بر حسب شاریدگی



(a)



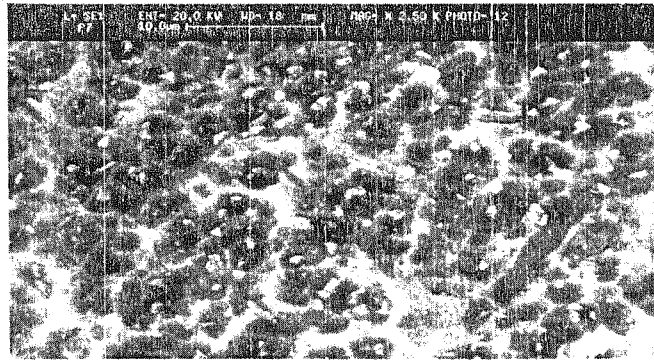
(b)

شکل (۳): مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم:

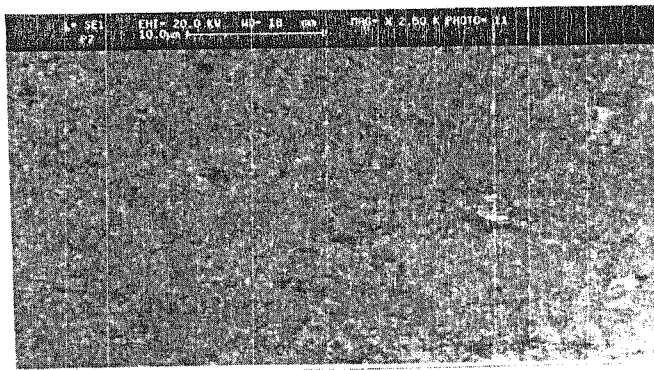
(a) چگالی انرژی 90 Jcm^{-2} ، (b) چگالی انرژی 210 Jcm^{-2}

در 210 Jcm^{-2} و 50 پالس، عمق کندگی به حدود $25 \mu\text{m}$ می رسد و در یک نگاه کلی می توان بیان داشت که در شاریدگی کم، ذوب به صورت دندریت و جابجایی مذاب از ناحیه ای به ناحیه دیگر ظاهر می شود. روند این تغییرات مورفولوژی سطح با تغییر چگالی انرژی در شکل (۴) آورده شده است و چنانچه مشاهده می شود در 140 Jcm^{-2} سطحی یکنواخت و صاف بدست آمده است در حالیکه در 280 Jcm^{-2} تعداد ترک ها بیشتر و مشهودتر است. دلیل بوجود آمدن ترک در لایه های حاصل از ذوب سطحی تنش مکانیکی باقیمانده حاصل از گرادیان حرارتی است. دلایل دیگری از قبیل ساختار، ترکیب شیمیایی فلز پایه، میزان عناصر آلیاژی، نوع و میزان درجه حلالیت عناصر آلیاژی در فلز پایه و خصوصیات مکانیکی (ضریب انبساط حرارتی آلیاژ، میزان ته نشینی گرما در سطح و سرعت عملیات ذوب سطحی) می توانند نقش مهمی داشته باشند.

با توجه به اینکه نقطه ذوب و تبخیر آلیاژ تیتانیوم به ترتیب برابر 1668°C و 3280°C می باشد محدوده متناظر شاریدگی در حد فاصل 74 Jcm^{-2} تا 145 Jcm^{-2} قرار می گیرد که عملاً به عنوان ناحیه اصلاح سطح در این تحقیق مورد توجه قرار گرفته است. بدیهی است در شاریدگی های بالاتر از 145 Jcm^{-2} بدلیل افزایش تدریجی درجه حرارت سطح مواد به صورت بخار از سطح خارج و ایجاد کندگی می کنند بنابراین با ادامه تابش دهی، مراکز جذب بزرگتر شده و با بهم پیوستن حوضچه های مذاب را تشکیل می دهند. آنچه مسلم است به دلیل وجود ناخالصی ها و افزایش غلظت آنها در مرزدانه ها، نقاط شروع ذوب در اثر تابش لیزر در این مکان ها روی می دهد و به سایر نقاط سطح گسترش می یابد. در شکل (۳- a) و (۳- b) به ترتیب مورفولوژی سطح در چگالی انرژی 90 Jcm^{-2} و 210 Jcm^{-2} را به صورت دندریت نشان می دهد.

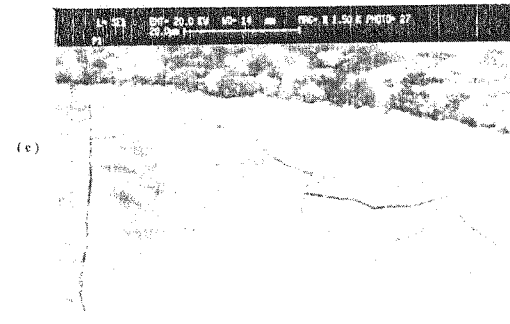
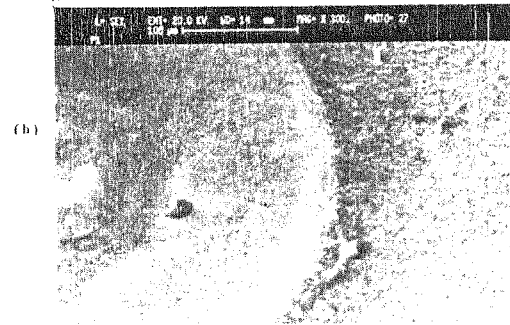
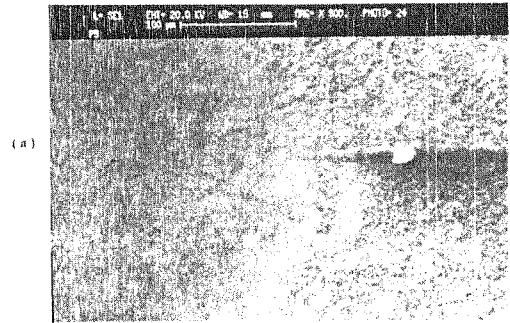


(a)

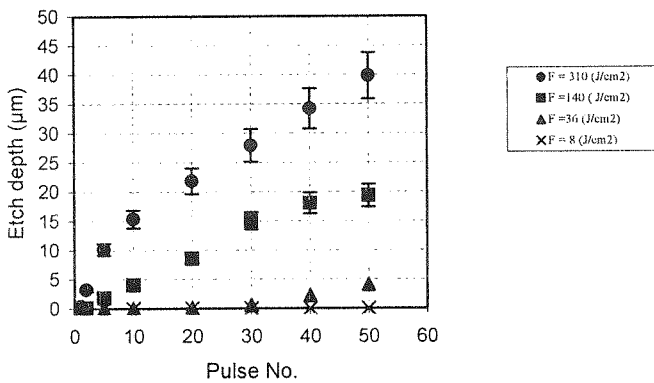


(b)

شکل (۵) : مقایسه مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم قبل و بعد از اصلاح توسط لیزر:
(a) قبل از اصلاح (b) بعد از اصلاح در چگالی انرژی 140 Jcm^{-2}



شکل (۴) مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم :
(a) چگالی انرژی 140 Jcm^{-2} و بزرگنمایی $\times 200$ ، (b) چگالی انرژی 280 Jcm^{-2} و بزرگنمایی $\times 200$ (c) چگالی انرژی 280 Jcm^{-2} و بزرگنمایی $\times 1500$

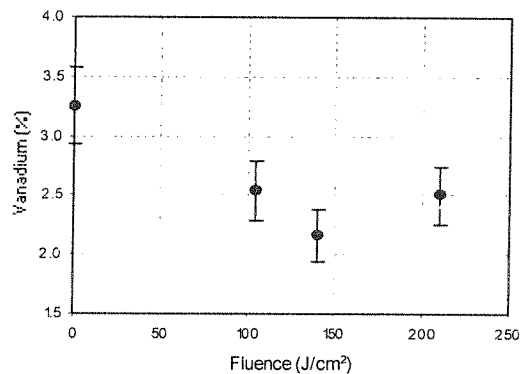


شکل (۶) : تاثیر تغییر تعداد پالس بر میزان عمق کندگی در چگالی انرژی ثابت

شکل (۷)، نشان دهنده تغییر درصد وانادیم در سطح آلیاژ تیتانیوم در اثر فرآیند اصلاح سطح توسط لیزر می باشد و همانطور که مشاهده می شود کمترین درصد وانادیم سطح در

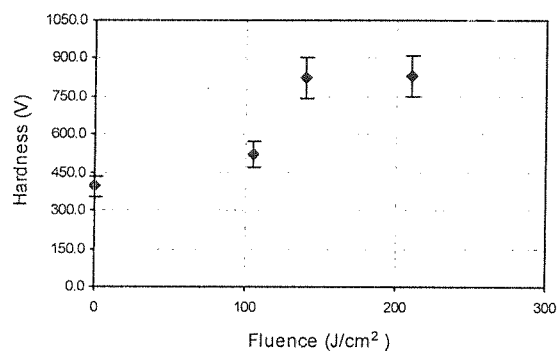
تفاوت مورفولوژیکی سطح اصلاح نشده (a - ۵) و سطح اصلاح شده با لیزر (b - ۵) در 140 Jcm^{-2} نشان داده شده است. صاف شدن سطح و رفع خلل و فرج پس از تابش لیزر کاملا مشهود است. در شکل (۶) تاثیر افزایش تعداد پالس بر عمق کندگی در چگالی انرژی ثابت مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می دهد که عمق کندگی تابعی از تعداد پالس بوده که با افزایش شاریدگی به درجه اشباع می رسد. به بیان دیگر در هر شاریدگی حداکثر عمق کندگی با مقدار درصد تضعیف انرژی توسط ذرات کنده شده کنترل می شود که در مقادیر بالاتر این پدیده زودتر اتفاق افتاده و مواد مذاب قبل از ترک سطح مجددا در همان حفره منجمد شده و فرصت خروج از حفره را نمی یابند.

چگالی انرژی 140 Jcm^{-2} بوجود آمده است. از آنجا که وانادیم عنصری سمی است پیش بینی می شود در اثر کاهش آن بعد از انجام اصلاح سطح فرآیند رشد استخوان و چسبندگی آن به سطح بهبود یابد.



شکل (۷): بررسی تغییرات درصد وانادیم در سطح بر حسب تغییر چگالی انرژی

نتایج حاصل از انجام آزمایش سختی سطح که در شکل (۸) نشان داده شده، بیانگر افزایش سختی در اثر فرآیند اصلاح سطح است. مقدار سختی سطح که پس از 140 Jcm^{-2} ثابت می ماند برابر ۸۰۰ ویکرز است. سختی سطح در 140 Jcm^{-2} ، نسبت به حالت اصلاح نشده افزایش ۵۰ درصدی از خود نشان می دهد که علت آن می تواند به دلیل از بین رفتن خلل و فرجها و آخالهای موجود در سطح و افزایش استحکام پیوندهای فلزی باشد.



شکل (۸): بررسی تغییرات سختی سطح بر حسب تغییر چگالی انرژی

در شکل (۹) نمودار حاصل از انجام آزمایش خوردگی برای سطح اصلاح شده در 140 Jcm^{-2} و سطح اصلاح نشده (شاهد) نشان داده شده است. با بررسی این نمودارها می توان

نتیجه گرفت که نرخ خوردگی از $1/77 \text{ mpy}$ برای نمونه اصلاح نشده به $0/46 \text{ mpy}$ برای نمونه اصلاح شده تغییر می کند. نرخ خوردگی در روش پولاریزاسیون تافل رابطه مستقیم با جریان خوردگی دارد که از رابطه (۳) قابل محاسبه است [۱۴].

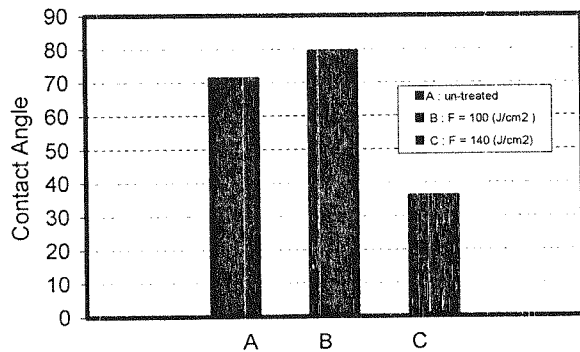
$$C.R. (\text{mpy}) = 0/129 (M/n) (I_{\text{corr}}/D) \quad (3)$$

در این معادله M، جرم مولکولی فلز؛ n، ظرفیت؛ D، دانسیته؛

I_{corr} ، جریان خوردگی و C.R.، نشان دهنده نرخ خوردگی است

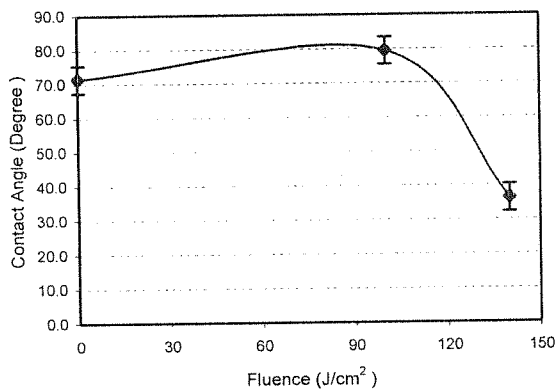
پتانسیل خوردگی نیز پس از اصلاح سطح بسیار مثبت تر شده به گونه ای که از $0/51 \text{ V}$ برای نمونه اصلاح نشده به $0/21 \text{ V}$ برای نمونه اصلاح شده تغییر می کند. این بدین معنا است که سطح اصلاح شده به راحتی هیدروژن آزاد کرده و به عنوان یک دهنده الکترون به الکترولیت عمل می نماید. تغییر در پتانسیل خوردگی نشان دهنده ایجاد اصلاح در میکروساختار آلیاژ تیتانیوم بوده که در معرض تابش پرتو لیزر قرار گرفته است. همچنین مثبت شدن پتانسیل در نمونه اصلاح شده را می توان با حذف یا پوشانده شدن آخالها و حفرات موجود در سطح توسط مذاب در اثر تابش مرتبط دانست. کاهش نرخ خوردگی را نیز می توان با افزایش میزان تیتانیوم در سطح پس از انجام فرآیند اصلاح توضیح داد. جریان خوردگی نیز از $2/04 \mu\text{Acm}^{-2}$ به $0/66 \mu\text{Acm}^{-2}$ پس از اصلاح سطح تقلیل می یابد که در نوع خود حاکی از افزایش مقاومت خوردگی تیتانیوم پس از اصلاح سطح در محیط بیولوژیکی می باشد. در نگاهی دیگر به منطقه روئین شده (passivation) کاملاً واضح است که محدوده پتانسیل روئین شدگی نیز پس از اصلاح گسترده تر و محدوده $0/1-1/125 \text{ V}$ را شامل می شود در حالی که این مقدار برای حالت اصلاح نشده در محدوده $1/25 \text{ V}$

$0/85$ قرار می گیرد. گسترده شدن منطقه رویین شده حاکی از افزایش مقاومت خوردگی و طولانی شدن زمان خوردگی فلز در بدن است. پس از اصلاح، جریان منطقه رویین شده نیز کاهش می یابد و از $10^{-4} \mu\text{Acm}^{-2} \times 1/71$ برای نمونه اصلاح نشده به $10^{-4/8} \mu\text{Acm}^{-2} \times 1$ برای نمونه اصلاح شده تغییر می نماید. عدم یکنواختی و اعوجاج مشاهده شده در منحنی برای منطقه رویین را می توان به دلیل عدم همپوشانی کامل نواحی اصلاح شده نسبت به هم، بر روی سطح آلیاژ تیتانیوم ارتباط داد. بدلیل دایره ای شکل بودن محل برخورد پرتو با ماده در حین انجام فرآیند اصلاح شدن فواصلی هر چند کوچک وجود خواهد داشت که به صورت لیزر نخورده باقی می ماند.



شکل (۱۰): نتایج حاصل از آزمون زاویه تماس بر روی سطح آلیاژ Ti64

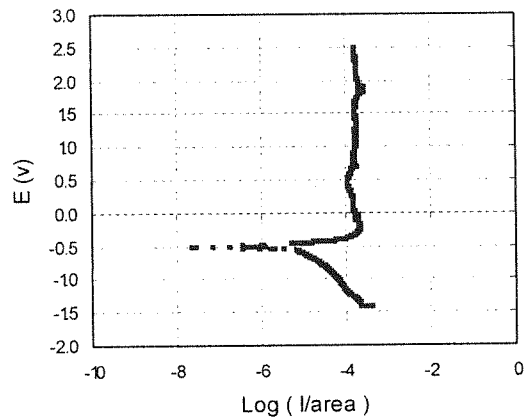
شکل (۱۱) نحوه تغییرات زاویه تماس با شاریدگی را نشان می دهد. با توجه به این شکل می توان دو محدوده آبدوست و آب گریز را در فرآیند اصلاح سطح در نظر گرفت. در شاریدگی کمتر از 100 Jcm^{-2} ، افزایش زاویه تماس دلالت بر آب گریز شدن داشته، در حالیکه در شاریدگی های بالاتر، افت قابل توجه زاویه تماس حاکی از صاف شدن و همگن شدن سطح بوده که در این منطقه انتظار می رود با افزایش زیست سازگاری (Biocompatibility) مقدار چسبندگی سلول به سطح افزایش یابد.



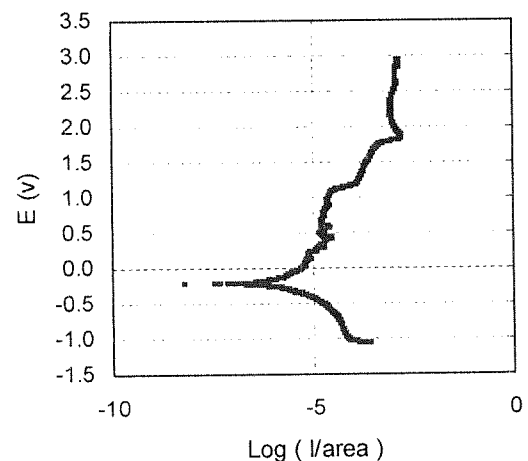
شکل (۱۱): بررسی تغییرات زاویه تماس بر حسب شاریدگی

۳- مدلسازی چسبندگی سلول به سطح آلیاژ

در ارائه مدل مذکور، فرض شده است که بلافاصله پس از ایجاد اولین لیگاند اتصالی سلول چنانچه نرخ ایجاد باند های اتصال دهنده سلول و سطح آلیاژ از نرخ جدایش این اتصالات بیشتر باشد، تعداد اتصالات ایجاد شده ما بین سطح آلیاژ و



(a)

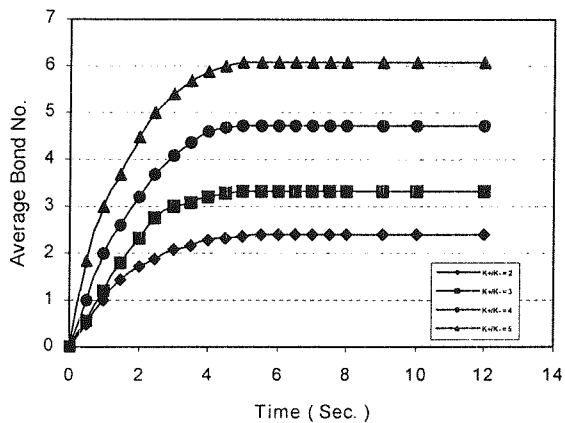


(b)

شکل (۹): بررسی منحنی $\log(I/area)$ بر حسب E در تست خوردگی (پلاریزاسیون تافل):
 (a) قبل از اصلاح (نمونه شاهد)، (b) بعد از اصلاح در چگالی انرژی 140 Jcm^{-2}

شکل (۱۰) نشان دهنده انجام آزمایش زاویه تماس بر روی نمونه شاهد و نمونه های تحت تابش لیزر در شاریدگی 100 Jcm^{-2} و 140 Jcm^{-2} می باشد. همانگونه که در این شکل مشاهده می شود در شاریدگی 100 Jcm^{-2} به دلیل انجام اصلاح سطح در نزدیکی حد پایین محدوده اصلاح، با توجه به وجود خلل و فرجهای اندک و همچنین ایجاد نقاط زوب اولیه، زاویه تماس نسبت به نمونه شاهد اندکی افزایش نشان داده در حالیکه در نمونه اصلاح شده با شاریدگی 140 Jcm^{-2} بدلیل صافی و یکنواختی سطح این مقدار از 70° و 80° (به ترتیب برای نمونه شاهد و شاریدگی 100 Jcm^{-2}) به 37° کاهش یافته است.

از نسبت K_+ / K_- ، تغییرات متوسط اتصالات ایجاد شده در پدیده چسبندگی برحسب زمان به صورت شکل (۱۲) قابل بررسی است.



شکل (۱۲): بررسی تغییرات متوسط اتصالات ایجاد شده برحسب زمان (به صورت تئوری)

همانگونه که در این شکل مشاهده می شود هر چه نسبت نرخ چسبندگی لیگاند‌های یک سلول به سطح به نرخ جدایش آنها افزایش یابد، میزان چسبندگی برحسب زمان بیشتر خواهد شد. از طرف دیگر برای هر نسبت در نظر گرفته شده نیز منحنی چسبندگی سلول به سطح به حالت اشباع خواهد رسید دلیل این امر را می توان افزایش ممانعت فضایی و در نتیجه محدودیت دسترسی سلولهای استخوانی به سطح عنوان نمود. نیروی لازم برای جدایش سلولها از سطح نیز بر اساس معادله (۷) بدست می آید.

$$K_{-T} = K_{-} \exp(\delta F / KT) \quad (7)$$

در این معادله K_{-T} ، K_{-} به ترتیب نشان دهنده نرخ جدایی سلول از سطح در اثر اعمال تنش و بدون اعمال تنش می باشند. K ثابت بولتزمن، T دمای مطلق و G ضریب تجربی است که به پارامترهای محیط و همچنین خصوصیات سطح آلیاژ مربوط می شود. در شکل (۱۲) تغییرات نسبت تنش (K_{-T} / K_{-}) بر حسب پارامترهای محیط - سطح برای دماهای متفاوت آورده شده است. نیروی لازم برای جدا کردن از سطح برابر با شیب خط در این نمودار است. چنانچه ملاحظه می شود با افزایش دما مقدار این نیرو نیز کاهش می یابد. دلیل کاهش مقدار نیروی لازم برای جدایش سلولها از سطح در اثر افزایش دما به دلیل افزایش انرژی جنبشی سلول و عدم تمایل به برقراری اتصال پایدار به سطح است.

سلول افزایش یافته و پدیده چسبندگی به صورت غیر قابل بازگشت اتفاق خواهد افتاد. در صورتیکه پدیده به صورت معکوس اتفاق افتد هیچگونه چسبندگی بین سلول و سطح پدیدار نخواهد شد. از طرف دیگر در مدل ارائه شده فرض بر این است که هیچگونه نیروی دیگری در چسبندگی دخالت نخواهد داشت. با توجه به فرضیات در نظر گرفته شده K_{-} پارامتر حاکم بر نرخ جدایی چسبندگی سلول از سطح آلیاژ و k_{+} نشان دهنده نرخ ایجاد چسبندگی بین سلول با سطح می باشد. بدیهی است با گذشت زمان و افزایش میزان اتصالات مقدار این پارامتر کاهش می یابد که دلیل آن را می توان افزایش ممانعت فضایی و محدودیت دسترسی به سطح توسط سلولهای استخوانی ذکر نمود. اساس مدلسازی انجام شده بر پایه ذرات کروی شکل در نزدیکی سطح و با توجه به قوانین حاکم بر دینامیک سیالات استوار است. اگرچه تخلخل سطوح آلیاژ در مقیاس میکرونی با توجه به ابعاد ذرات، فرض بکارگیری معادلات جریان آرام (Laminar flow) را کمی غیرواقعی می نماید اما با توجه به حرکت بسیار اندک سلولها در نزدیکی سطح استخوان که می توان آن را به نوعی شبیه به حرکات بسیار کوچک براونی دانست، استفاده از این فرض منطقی به نظر می رسد. با در نظر گرفتن این فرضیات ، نیروی هیدرودینامیکی (مجموع نیروهای موثر در اتصال سلولهای استخوانی به سطح آلیاژ) برای اتصال ذرات سلول به سطح از رابطه (۴) محاسبه می گردد:

$$F = 32 \mu a^2 G \quad (4)$$

در این رابطه μ ویسکوزیته محیط، a شعاع سلول و G نشان دهنده نرخ کرنش برشی می باشد.

در صورتیکه $p_i(t)$ نشان دهنده احتمال ایجاد i امین اتصال در زمان t بعد از بوجود آمدن اولین اتصال سلول به سطح باشد می توان احتمال چسبندگی سلول به سطح را به صورت معادله (۵) در نظر گرفت.

$$\begin{aligned} dp_1/dt &= 2k_+p_2 - (K_- + K_+) p_1 \quad (i=1) \\ dp_i/dt &= k_+ p_{i-1} + (i+1) K_- p_{i+1} - (K_+ + iK_-) p_i \quad (i>1) \end{aligned} \quad (5)$$

بنابراین احتمال ایجاد چسبندگی سلول به سطح آلیاژ در زمان t به صورت معادله (۶) قابل بررسی است.

$$P_b(t) = \sum P_i(t) \quad (6)$$

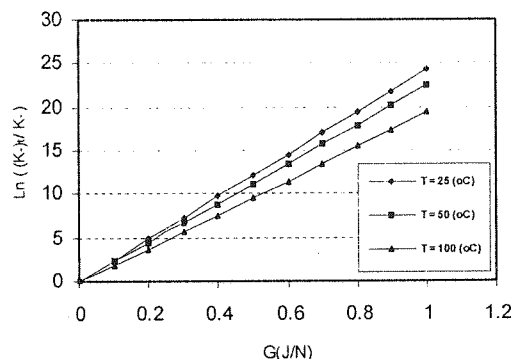
با توجه به صفر بودن تعداد پیوندهای اتصالی در زمان ترک سطح آلیاژ توسط سلول و با حل معادله فوق به صورت تابعی

بالتر ، سریعتر اتفاق می افتد.

کاهش درصد وانادیوم در سطح به عنوان عنصری سمی پس از انجام فرآیند اصلاح سطح از نتایج ارزنده دیگری است که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت. با کاهش این عنصر در سطح پیش بینی می شود افزایش رشد و چسبندگی سلولهای استخوانی بدلیل کاهش میزان سمیت سطح افزایش داشته باشد. نکته قابل توجه دیگر افزایش سختی سطح و چسبندگی به حداکثر مقدار خود در 140 Jcm^{-2} می رسد. از آنجاییکه یکی از مسایل مهم مرتبط با کاشتنی های فلزی در بدن مقاومت ساییدگی آن می باشد، به نظر می رسد دست یابی به افزایش سختی سطح به میزان ۵۰٪ پس از اصلاح ، مقاومت سایشی کاشتنی های فلزی از جنس Ti6Al4V را به میزان چشم گیری بهبود دهد. این در حالی است که مقاومت خوردگی نیز بدلیل ذوب سطحی و از بین رفتن خلل و فرج و آخالهای سطح بسیار بهبود یافته و نرخ خوردگی کاهش معادل ۷۴٪ از خود نشان می دهد. علاوه بر کاهش نرخ خوردگی ، رشد دامنه رویین شدن معادل ۶۰٪ و مثبت شدن پتانسیل خوردگی به میزان ۵۸٪ کاملاً قابل مشاهده است.

با توجه به تاثیر میزان شاریدگی بر یکنواختی و صافی سطح، تغییر زاویه تماس آب با سطح به عنوان معیار زیست سازگاری آلیاژ قابل پیش بینی می باشد. آنچه مسلم است تغییر در میزان شاریدگی پرتو لیزر، بوجود آورنده دو منطقه متفاوت رفتاری از دیدگاه مباحث زیستی می باشد. در منطقه اول که تا چگالی 100 Jcm^{-2} قابل ملاحظه است به دلیل افزایش زاویه تماس، ناحیه ای آب گریز بوجود آمده که در آن کاهش چسبندگی سلول ها به سطح قابل پیش بینی است. در شاریدگیهای بالاتر از این مقدار با کاهش زاویه تماس و افزایش صافی سطح به نظر می رسد آبدوستی عاملی جهت زیست سازگاری بالاتر و افزایش چسبندگی باشد.

تحقیق حاصل نشان داد که استفاده از لیزر (مانند Nd:YAG) در مقایسه با سایر روشهای دیگر ایجاد مورفولوژی متفاوت بر روی سطح کاشتنی های از جنس تیتانیوم و آلیاژهای آن علاوه بر کنترل پذیری قابل قبول ، دقت بسیار بالا و آلودگی بسیار ناچیز سطح در هنگام انجام فرآیند ، فوایدی دیگر نظیر افزایش مقاومت خوردگی ، افزایش سختی سطح و مقاومت ساییدگی و همچنین کاهش درصد وانادیوم در سطح را به همراه دارد.



شکل (۱۳) : بررسی تغییرات نسبت تنش برحسب پارامترهای محیط - سطح (به صورت تئوری)

۴ - نتیجه

هنگامیکه فلزات به عنوان پروتزهای ارتوپدی مورد استفاده در بدن قرار می گیرند توجه به خواص سطحی آنها بویژه خوردگی از اهمیت خاصی برخوردار است. در بهینه سازی پرتو دهی سطح فلز با لیزر به کارگیری توان لیزر تا حدی مجاز است که اثرات جانبی حرارتی نظیر ایجاد ترک در کمترین مقدار ممکن قرار گیرد. بنابراین پدیده های ناشی از برهمکنش لیزر با سطح نظیر ذوب شدن، تبخیر ، عمق کندگی رابطه ای جدایی ناپذیر با پارامترهای اپتیکی لیزر (انرژی پالس ، پهنای پالس، تعداد پالس ، زمان تابش دهی) و خصوصیات شیمیایی ، فیزیکی و اپتیکی فلز دارند.

آنچه در این تحقیق به وضوح مشاهده گردید ، تاثیر پارامترهای اپتیکی لیزر بر فرآیند اصلاح سطح آلیاژ Ti6Al4V می باشد. انتخاب میزان چگالی انرژی مناسب جهت انجام فرآیند اصلاح سطح، تاثیری مستقیم بر میزان سختی سطح ، کاهش درصد وانادیوم موجود در سطح ، مقاومت خوردگی و همچنین زاویه تماس این آلیاژ دارد.

بر اساس تحقیق انجام شده انجام فرآیند اصلاح سطح آلیاژ مذکور در چگالی 140 Jcm^{-2} و تعداد پالس ۱۰ نتایج مثبت سطحی را به همراه داشت. توجه به رسیدن به حالت اشباع در بررسی تغییر عمق کندگی بر حسب تعداد پالس نیز بیانگر این واقعیت است که همواره مقدار حداکثری در عمق کندگی وجود خواهد داشت که پس از آن در چگالی انرژی ثابت ، تعداد پالس تاثیر چندانی بر عمق کندگی نداشته باشد. این نکته نیز قابل توجه است که رسیدن به عمق کندگی اشباع در چگالی انرژی

cells to titanium and titanium alloys depends on surface roughness and composition, *Biomaterials*, 19, pp. 2219-2232, 1998

L. Chou, H.D. Firth, V.J. Uitto, D.M. Brunette, *Effect of titanium substrum and grooved surface topography on metalloproteinase-2 expression in human fibroblast*, *J. Biomed. Mater. Res*, 93, pp. 437-445., 1998

S.A. Shabalovskaya, *Surface, corrosion and biocompatibility aspect of Ni-Ti as an implant materials*, *Bio-med. Mater. Ands Eng*, 12 pp. , 69-109., 2002

K. Anselem, P. Linez, M. Bigerelle, D. Le Maguer, *The relative influence of the topography and chemistry of Ti6Al4V surface on osteoblastic cell behaviour*, *Biomaterials*, 21, pp. 1567-1577, 2000

D.J. Wever, A.G. Veldhuizen, M.M. Sanders, *Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy*, *Biomaterials*, 18, pp. 1115-1120, 1997

J. Lowrence, L. Li, *wettability characteristic of carbon steel modified with CO₂ Nd:YAG, excimer and HPDL lasers*, *Appl. Sur.Sci*, 154-155, pp. 664-669., 2000

Fontana M.G.; *Engineering Corrosion*; CRC press; pp. 120-198, ۱۹۸۰

۵ - مراجع

- [۹] R. Adell, U. Lekholm, B. Rokler, *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*, *Int. J. oral Surg.*, 10 (6), pp 387-416, 1981
- [۱۰] M. Long, H.J. Rock, *Titanium alloys in total joint replacement - A material Science prespective (review)*, *Biomaterials*, 19, pp 1621-1639, 1998
- [۱۱] G. Rondelli, B. Vicenti, *Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial Ni-Ti orthodontic wires*, *Biomaterials*, 20, pp 785-792, 2000
- [۱۲] B. Feng, J. Weng, B.C. Yang, S.X. Qu, X.D. Zhang, *Characteristic of surface oxide films on titanium and adhesion of osteoblast*, *Biomaterials*, 24, pp. 4643-4670, 2003
- [۱۳] A. Satsangi, N. Satsangi, R. Glover, *Osteoblast response to phospholipid modified titanium surface*, *Biomaterials*, 24, pp. 4585-4589, 2003
- [۱۴] H.J. Ronald, S.P. Lyngstadas, J.E. Ellingsen, *Analysis the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test*, *Biomaterial*, 24, pp. 4559-4564, 2003
- [۱۵] K. Anselme, M. Bigerelle, A. Iost, *Effect of grooved titanium substrum on human osteoblastic cell growth*, *J. Biomed. Mater. Res*, 60, pp. 529-540., 2002
- [۱۸] J. Links, et al., *Response of MG63 osteoblast-like*