

# اصلاح سطح آلیاژ تیتانیوم با لیزر Nd:YAG برای چسبندگی سلولهای استخوانی در

## کاربردهای ارتوپدی

### خلاصه

زمینه و هدف: 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.

روش بررسی: 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. در ادامه این تحقیق مدلسازی رفتار چسبندگی سلولهای استخوانی بر سطح آلیاژ تیتانیوم و تغییر آن به صورت تابعی از تنش، دما، زمان و پارامترهای سطحی نیز مورد بررسی قرار گرفته است.

یافته‌ها: نتایج آزمایشات شامل SEM رشد سلولها بر روی ایمپلنت، افزایش مقاومت خوردگی، سختی قابل توجه سطح و کاهش درصد وانادیوم در سطح است که در فرآیند پرتودهی با لیزر فوق در شرایط بهینه بر سطح فلز حاصل گردید.

نتیجه‌گیری: مطالعات حیوانی نشان می‌دهد که چسبندگی سلولهای استخوانی به سطح نمونه لیزر خورده با شرایط بهینه نسبت به نمونه شاهد افزایش می‌یابد.

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

دکتر جواد توکلی<sup>۱</sup>  
دکتر سیدمحمد عترتی خسروشاهی<sup>۲</sup>  
محبوبه محمودی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>استادیار دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومتریال، دانشگاه صنعتی امیرکبیر  
<sup>۲</sup>دانشیار دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومتریال، دانشگاه صنعتی امیرکبیر  
<sup>۳</sup>دانشجوی دکترا، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

نویسنده مسئول: دکتر سید محمد عترتی خسروشاهی، دانشیار فیزیک لیزر پزشکی، تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، تلفن: ۶۴۵۴۲۳۹۸۱  
پست الکترونیکی: khosro@aut.ac.ir

## مقدمه

اهمیت فلزات در تمدن بشر و نقش موثر آن در صنعت، کشاورزی و زمینه‌های 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، کاشتنیهای 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 ارزنده‌ای از کاشت این مواد در بدن حاصل گردد.<sup>[۱]</sup> اگرچه استفاده از این فلز جهت ساخت کاشتنی‌های فلزی، با بکارگیری آن در استخوان فمور گربه به سال ۱۹۳۰ باز می‌گردد 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 گونه‌ای که امروزه استفاده از فولاد ضدزنگ و آلیاژ CoCrMo را تحت‌الشعاع قرار داده است.<sup>[۲]</sup>

مدول الاستیسیته آلیاژ ۵/۶ و استحکام آن حدود ۶ برابر استحکام استخوان متراکم می‌باشد. از نظر مکانیکی تیتانیوم قابلیت مفتول شدن را دارد که این امر در مواردی که کاشتنی‌های تیغه‌ای شکل و یا با فرمی

خاص مورد نیاز هستند اهمیت زیادی پیدا می‌کند. در استاندارد ASTM از آلیاژ Ti6Al4V بنام Extra low Interstitial (ELI) به عنوان ماده‌ای که از عناصر بین نشینی کمی تشکیل شده یاد گردیده است که خصوصیات کامل این ماده تحت شماره ASTM F316 قابل دسترسی است.

از مهمترین خصوصیات تیتانیوم که باعث کاربرد وسیع آن در کاشتنی‌های فلزی در بدن شده است غیرفعال بودن به دلیل وجود لایه اکسیدی در سطح آن می‌باشد. این بدین معناست که تیتانیوم و آلیاژهای آن نسبت به حملات شیمیایی همچون تهاجم مایعات بدن و خوردگی در محیط‌های 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 نمی‌شود. لذا تیتانیوم در بافت خنثی داشته و مقاومت بالایی نسبت به خوردگی از خود نشان می‌دهد.<sup>[۳]</sup> از سوی دیگر تشابه رفتاری لایه اکسید موجود بر سطح تیتانیوم با سرامیکها و تطابق بیولوژیکی بسیار بالای آن با بافتهای بدن، تمایل این لایه به جذب مواد معدنی نظیر کلسیم و فسفات را افزایش داده و باعث

آزمایش، نمونه‌های فلزی دو بار به صورت کامل در الکل غوطه ور شده و سپس یک بار در آب مقطر به صورت اولتراسونیک شستشو داده شد.

### 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 نئومیدیم-یاگ (Nd:YAG) با طول موج 1064 nm و پهنای پالس 200 μs استفاده شد. حداکثر توان خروجی دستگاه به صورت میانگین برابر 45W و حداکثر انرژی پالس برابر 50 J/pulse قابل تنظیم بود. کلیه آزمایشات در فرکانس 1 Hz 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.

### 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، مورد بررسی قرار گرفت. همچنین تاثیر تغییر تعداد پالس بر روی عمق کندگی در چگالی‌های انرژی ثابت بررسی شد. از آنجائیکه هدف از انجام این تحقیق دستیابی به شرایط اصلاح بهینه سطح تیتانیوم و بررسی خصوصیات آن پس از انجام ذوب سطحی توسط لیزر می باشد، لذا اطلاعات مربوط به آستانه ذوب و تبخیر سطح به منظور استفاده از شرایط آن در فرآیندهای آتی اصلاح سطح از اهمیت خاصی برخوردار است.

### ارزیابی

با استفاده از روشهای SEM و EDXA پارامترهای مورفولوژی سطح و ترکیب شیمیایی آن پس از اصلاح بررسی و با نمونه اصلاح نشده مقایسه گردید. آزمایش خوردگی در حضور محلول هنک (Hank) در دمای 37 °C انجام شد تا شبیه‌سازی محیط خوردگی به محیط بدن تا حد امکان رعایت گردد. رفتار خوردگی فلز بر اساس روش پلاریزاسیون تافل و با توجه به منحنی LogI (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 انجام شد. به منظور تعیین میزان آبدوستی - آبریزی سطح آلیاژ مورد مطالعه، تست زاویه تماس (contact angle) انجام پذیرفت.

### یافته‌ها

عمق کندگی در هر پالس برحسب تغییر چگالی انرژی لیزر در شکل 1 آورده شده و به صورت معادله (1) قابل بررسی است.

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

فصلنامه لیزر پزشکی، دوره 4، شماره 3

می‌گردد تا رشد سلولهای استخوانی بر روی آن به حد قابل قبولی دست یابد.<sup>[4]</sup>

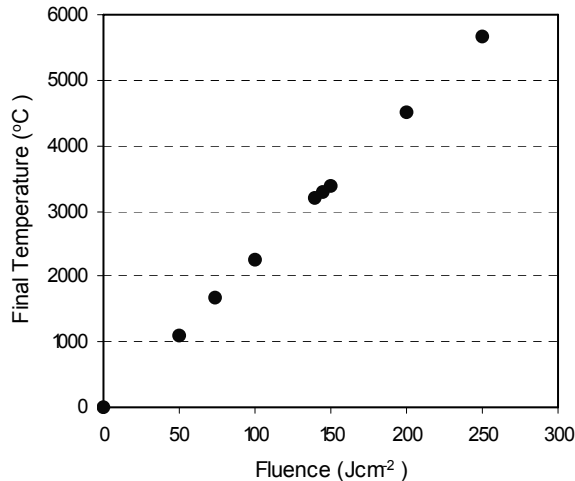
امروزه با روشن شدن نقش غیر فعال و قابلیت بیواکتیو بودن سطح کاشتنی‌های از جنس تیتانیوم، مطالعات وسیعی در جهت بررسی تاثیر توپوگرافی، میزان بار، اجزا تشکیل دهنده و همچنین خصوصیات شیمیایی سطح بر روند رشد استخوان بر سطح کاشتنی انجام شده است.<sup>[5-9]</sup> اگرچه آنچه در تحقیقات اخیر بدست آمده نشان از تغییر میزان چسبندگی سلولهای 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 می‌باشد.<sup>[10-11]</sup> برای دستیابی به مورفولوژی متفاوت، روشهای گوناگونی قابل انجام است که از آن جمله می‌توان به سمباده 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 نمود. مطالعات نشان داده است که به کارگیری لیزر در ذوب سطحی می‌تواند علاوه بر ایجاد تغییر در روند رشد سلولهای استخوانی بر روی سطح کاشتنی از جنس تیتانیوم، بر رفتار خوردگی آن نیز تاثیر گذار باشد.<sup>[12]</sup> 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 می‌یابد. آنچه مسلم است فرآیند اصلاح سطح، توسط لیزر به شاخص‌هایی 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 می‌شود.<sup>[13]</sup> استفاده از لیزر به منظور دستیابی به خواص سطحی مناسب و بهینه در کاشتنی‌های فلزی در مقایسه با سایر روشهای نام برده، دارای دقت بالا، کنترل پذیری فرایند و آلودگی بسیار ناچیز سطح می‌باشد.

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 مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین مدلسازی چسبندگی سلولهای 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 آبریزی سطح پس از پرتو دهی نیز از جمله موارد مورد مطالعه بوده که با استفاده از زاویه تماس بررسی شده است.

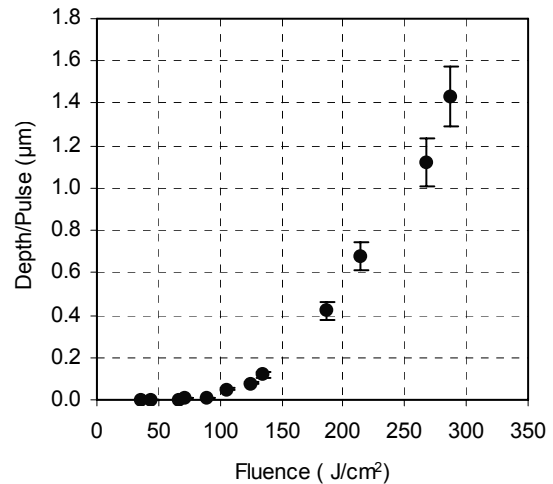
### روش بررسی

#### آماده سازی نمونه

در این تحقیق از آلیاژ تیتانیوم با فرمول شیمیایی Ti(91.63%)6Al(5.12%)4V(3.25%) استفاده شده است. قبل از انجام هرگونه



شکل ۲- تغییر درجه حرارت سطح آلیاژ Ti6Al4V بر حسب شاریدگی



شکل ۱- تاثیر تغییر چگالی انرژی پرتو لیزر بر روی Ti6Al4V بر میزان عمق کندگی پالس J/cm<sup>2</sup>

رخ می‌دهد. با توجه به مقادیر بدست آمده پهنای پالس (۲۰۰ µs)، ضریب جذب ( $\alpha \times 10^3 \text{ cm}^{-1}$ )، و همچنین زمان واپاشی گرمایی (ns)  $140 \approx T_f = \alpha^{-2}/4$  شرایط حاکم بر آزمایش به صورت غیر آدیاباتیک است که به صورت رابطه (۲) بیان می‌شود.

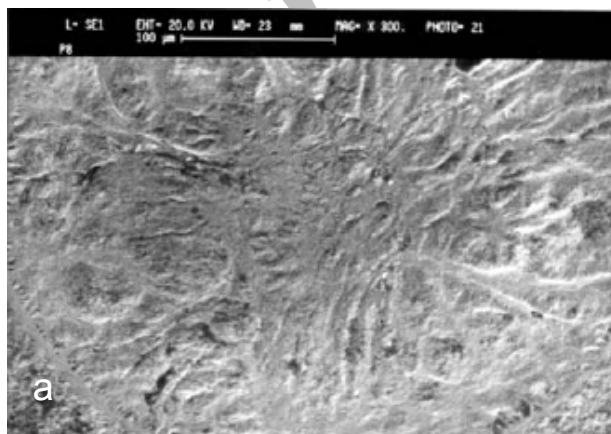
$$T_f - T_i = (1-R) F / \{ \rho c (4k\tau_p) 0.5 \} \quad (2)$$

جاییکه R درصد انعکاس پرتو،  $\rho$  چگالی، C ظرفیت گرمایی ویژه، k ضریب پخشندگی گرمایی و  $\tau_p$  پهنای پالس می‌باشد. در این حالت گرمای حاصل از برهمکنش لیزر با سطح آلیاژ تحت کنترل نبوده و در نتیجه گرما از محدوده برهمکنش خارج می‌گردد. در شکل ۲ تغییرات درجه حرارت بر حسب شاریدگی نشان داده شده است. با توجه به اینکه نقطه ذوب و تبخیر آلیاژ تیتانیوم به ترتیب برابر

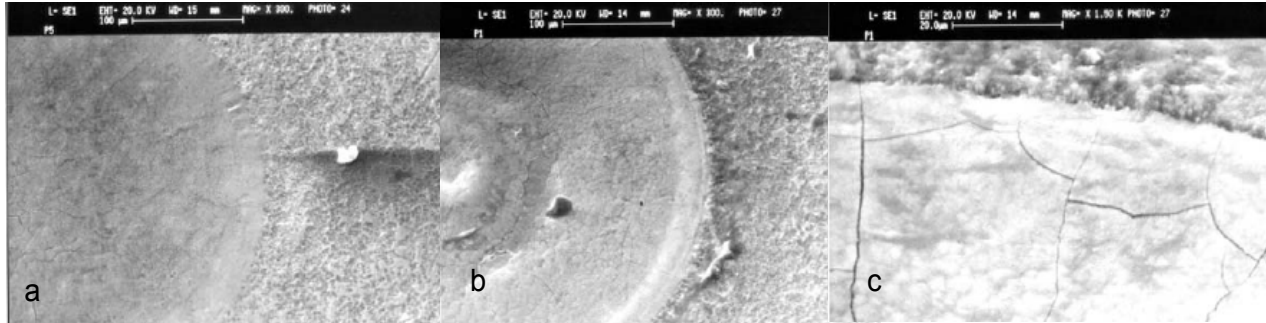
که در آن X عمق کندگی،  $\alpha$  ضریب جذب، F شاریدگی و  $F_t$  آستانه شاریدگی است. تاثیر پرتو لیزر بر روی آلیاژ تیتانیوم به سه منطقه قابل تقسیم است.

در منطقه اول بر روی سطح فلز تغییری بوجود نیامد و سطح از نظر مورفولوژیک، ثابت و بدون تغییر باقی ماند. محدوده این شاریدگی از صفر تا  $72 \text{ J/cm}^2$  قابل مشاهده است.

در منطقه دوم که از  $72 \text{ J/cm}^2$  تا  $145 \text{ J/cm}^2$  می‌باشد مراکز ذوب در سطح ظاهر می‌شود که به تدریج حوضچه‌های مذاب را تشکیل می‌دهند. نهایتاً در منطقه سوم که در چگالی انرژی بالاتر از  $150 \text{ J/cm}^2$  آغاز می‌شود منطقه مذاب با افزایش شاریدگی گسترش یافته تا این که مواد مذاب، سطح را به صورت تبخیرترک نموده و پدیده کندگی



شکل ۳- مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم: (a) چگالی انرژی ۹۰ J/cm<sup>2</sup>، (b) چگالی انرژی ۲۱۰ J/cm<sup>2</sup>



شکل ۴- مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم: (a) چگالی انرژی  $140 \text{ J/cm}^2$  و بزرگنمایی  $\times 300$ ، (b) چگالی انرژی  $280 \text{ J/cm}^2$  و بزرگنمایی  $\times 300$  و (c) چگالی انرژی  $280 \text{ J/cm}^2$  و بزرگنمایی  $\times 1500$

لایه‌های حاصل از ذوب سطحی، تنش مکانیکی باقیمانده حاصل از گرادین 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) می‌توانند نقش مهمی داشته باشند.

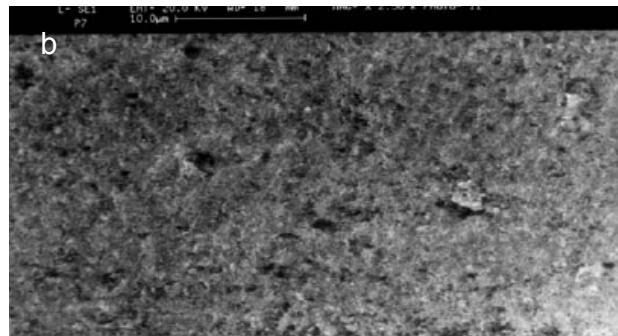
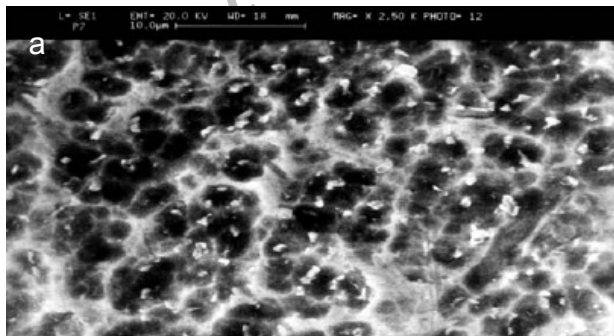
تفاوت مورفولوژیکی سطح اصلاح نشده (a-5) و سطح اصلاح شده با لیزر (b-5) در  $140 \text{ J/cm}^2$  نشان داده شده است. صاف شدن سطح و رفع خلل و فرج پس از تابش لیزر کاملاً مشهود است. در شکل ۶ تاثیر افزایش تعداد پالس بر عمق کندگی در چگالی انرژی ثابت مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که عمق کندگی تابعی از تعداد پالس بوده که با افزایش شاریدگی به درجه اشباع می‌رسد. به بیان دیگر در هر شاریدگی حداکثر عمق کندگی با مقدار درصد تضعیف انرژی توسط ذرات کننده شده کنترل می‌شود که در مقادیر بالاتر این پدیده زودتر اتفاق افتاده و مواد مذاب قبل از ترک سطح مجدداً در همان حفره منجمد شده و فرصت خروج از حفره را نمی‌بایند.

شکل ۷ نشان دهنده تغییر درصد وانادیم در سطح آلیاژ تیتانیوم در اثر فرآیند اصلاح سطح توسط لیزر می‌باشد و همانطور که مشاهده می‌شود کمترین درصد وانادیم سطح در چگالی انرژی  $140 \text{ J/cm}^2$  بوجود

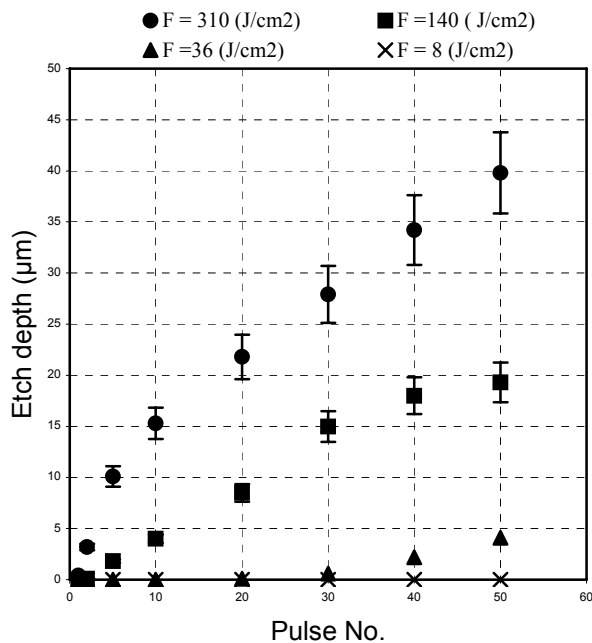
می‌باشد محدوده متناظر شاریدگی در حد فاصل  $1668^\circ \text{C}$  و  $3280^\circ \text{C}$  قرار می‌گیرد که عملاً به عنوان ناحیه اصلاح سطح در این تحقیق مورد توجه قرار گرفته است. بدیهی است در شاریدگی‌های بالاتر از  $145 \text{ J/cm}^2$  بدلیل افزایش تدریجی درجه حرارت سطح مواد، به صورت فاز بخار از سطح خارج و ایجاد کندگی می‌کنند. بنابراین با ادامه تابش دهی، مراکز جذب بزرگتر شده و با بهم پیوستن، حوضچه‌های مذاب را تشکیل می‌دهند.

آنچه مسلم است به دلیل وجود ناخالصی‌ها و افزایش غلظت آنها در مرزخانه‌ها، نقاط شروع ذوب در اثر تابش لیزر در این مکان‌ها روی می‌دهد و به سایر نقاط سطح گسترش می‌یابد. شکل (a-3) و (b-3) به ترتیب مورفولوژی سطح در چگالی انرژی  $90 \text{ J/cm}^2$  و  $210 \text{ J/cm}^2$  را به صورت دندریت نشان می‌دهد.

در  $210 \text{ J/cm}^2$  و  $50$  پالس، عمق کندگی به حدود  $35 \mu\text{m}$  می‌رسد و در یک نگاه کلی می‌توان بیان داشت که در شاریدگی‌های کم، ذوب به صورت دندریت و جابجایی مذاب از ناحیه ای به ناحیه دیگر ظاهر می‌شود. روند این تغییرات مورفولوژی سطح با تغییر چگالی انرژی در شکل ۴ آورده شده و چنانچه مشاهده می‌شود در  $140 \text{ J/cm}^2$  سطحی یکنواخت و صاف بدست آمده است در حالیکه در  $280 \text{ J/cm}^2$  تعداد ترک‌ها بیشتر و مشهودتر است. دلیل بوجود آمدن ترک در

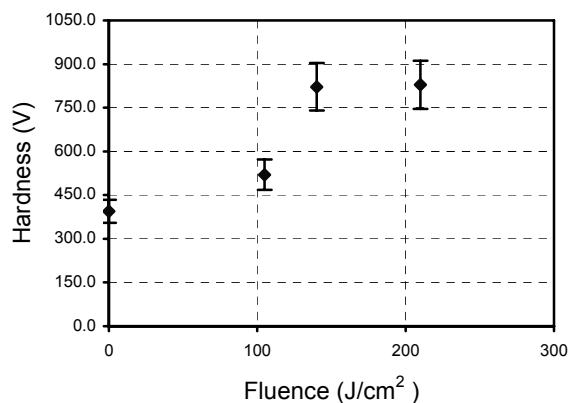


شکل ۵- مقایسه مورفولوژی سطح آلیاژ تیتانیوم قبل و بعد از اصلاح توسط لیزر: (a) قبل از اصلاح (b) بعد از اصلاح در چگالی انرژی  $140 \text{ J/cm}^2$



شکل ۶- تاثیر تغییر چگالی انرژی پرتو لیزر بر روی Ti6Al4V بر میزان عمق کندگی پالس

روئین شده یا passivation کاملاً واضح است که محدوده پتانسیل روئین شدگی نیز پس از اصلاح گسترده‌تر و محدوده  $V$  ۰/۱-۱/۲۵ را شامل می‌شود در حالیکه این مقدار برای حالت اصلاح نشده در محدوده  $V$  ۰/۸۵-۱/۲۵ قرار می‌گیرد. 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 می‌یابد و از  $10^{-4} \mu A/cm^2 \times 1/71$  برای نمونه اصلاح نشده به  $10^{-4} \mu A/cm^2 \times 1$  برای نمونه اصلاح شده تغییر می‌نماید.

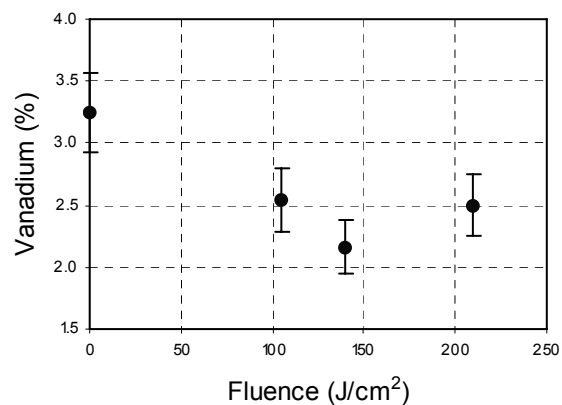


شکل ۸- بررسی تغییرات سختی سطح بر حسب تغییر چگالی انرژی

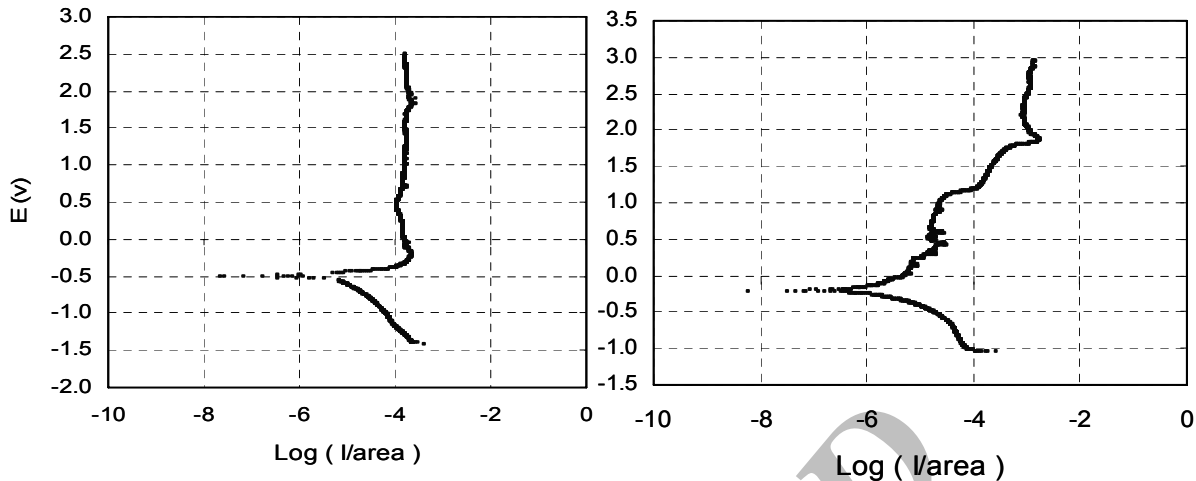
آمده است. از آنجائیکه وانادیم عنصری سمی است، پیش بینی می‌شود در اثر کاهش آن بعد از انجام اصلاح سطح، فرآیند رشد استخوان و چسبندگی آن به سطح بهبود یابد. نتایج حاصله از انجام آزمایش سختی سطح که در شکل ۸ نشان داده شده بیانگر افزایش سختی در اثر فرآیند اصلاح سطح می‌باشد. مقدار سختی سطح که پس از  $140 J/cm^2$  ثابت می‌ماند برابر ۸۰۰ ویکرز است. سختی سطح در  $140 J/cm^2$  نسبت به حالت اصلاح نشده افزایش ۵۰ درصدی از خود نشان می‌دهد که علت آن می‌تواند به دلیل از بین رفتن خلل و فرجها و آخالهای موجود در سطح و افزایش استحکام پیوندهای فلزی باشد.

در شکل ۹ نمودار حاصل از انجام آزمایش خوردگی برای سطح اصلاح شده در  $140 J/cm^2$  و سطح اصلاح نشده (شاهد) نشان داده شده است. با بررسی این نمودارها می‌توان نتیجه گرفت که نرخ خوردگی از  $1/77 mpy$  برای نمونه اصلاح نشده به  $0/46 mpy$  برای نمونه اصلاح شده تغییر می‌کند. پتانسیل خوردگی نیز پس از اصلاح سطح بسیار مثبت تر شده به گونه‌ای که از  $-0/51 V$  برای نمونه اصلاح نشده به  $-0/21 V$  برای نمونه اصلاح شده تغییر می‌یابد. این بدین معنا است که سطح اصلاح شده به راحتی هیدروژن آزاد کرده و به عنوان یک دهنده الکترون به الکترولیت عمل می‌نماید. 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 می‌توان با حذف یا پوشانده شدن آخالها و حفرات موجود در سطح توسط ماده مذاب در اثر تابش مرتبط دانست.

کاهش نرخ خوردگی را نیز می‌توان با افزایش میزان تیتانیوم در سطح، پس از انجام فرآیند اصلاح توضیح داد. جریان خوردگی نیز از  $2/54 \mu A/cm^2$  به  $0/66 \mu A/cm^2$  پس از اصلاح سطح تقلیل می‌یابد که در نوع خود حاکی از افزایش مقاومت خوردگی تیتانیوم پس از اصلاح، سطح در محیط بیولوژیک می‌باشد. در نگاهی دیگر به منطقه



شکل ۷- بررسی تغییرات درصد وانادیم در سطح بر حسب تغییر چگالی انرژی

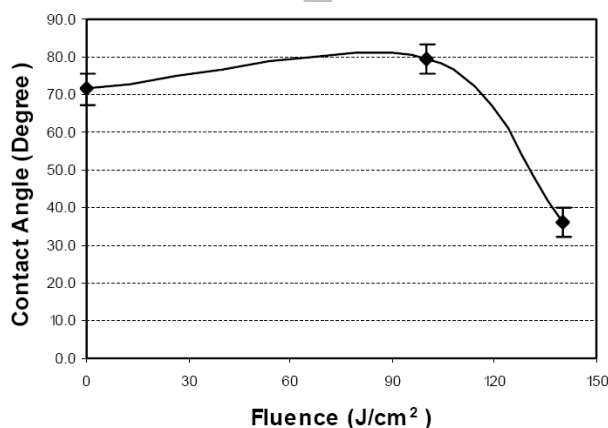


شکل ۹- بررسی منحنی  $\log(I/\text{area})$  بر حسب  $E$  در تست خوردگی (پلاریزاسیون تافل)؛ نمودار سمت چپ: قبل از اصلاح (نمونه شاهد)، نمودار سمت راست: بعد از اصلاح در چگالی انرژی  $140 \text{ J/cm}^2$

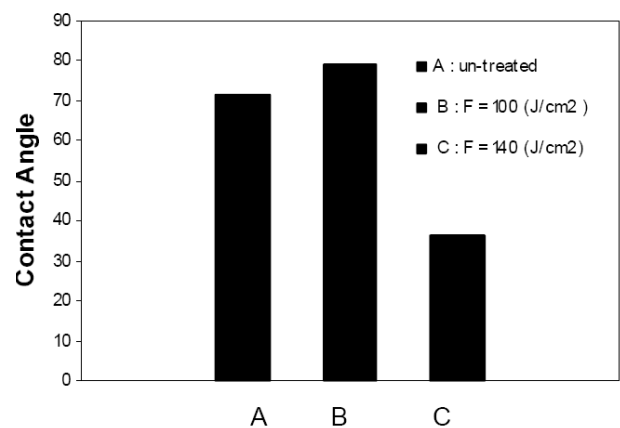
ایجاد نقاط ذوب اولیه، زاویه تماس نسبت به نمونه شاهد اندکی افزایش نشان داد. در حالیکه در نمونه اصلاح شده با شاریدگی  $140 \text{ J/cm}^2$  بدلیل صافی و یکنواختی سطح، این مقدار از  $70^\circ$  و  $80^\circ$  (به ترتیب برای نمونه شاهد و شاریدگی  $100 \text{ J/cm}^2$ ) به  $37^\circ$  کاهش یافته است. شکل ۱۱ نحوه تغییرات زاویه تماس با شاریدگی را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل می‌توان دو محدوده آبدوست و آب گریز را در فرآیند اصلاح سطح در نظر گرفت. در شاریدگی کمتر از  $100 \text{ J/cm}^2$ ، افزایش زاویه تماس دلالت بر آب گریز شدن داشته، در حالیکه در شاریدگی‌های بالاتر، افت قابل توجه زاویه تماس حاکی از صاف شدن و همگن شدن سطح بوده است که در این منطقه انتظار می‌رود با افزایش زیست سازگاری مقدار چسبندگی سلول به سطح افزایش یابد.

عدم یکنواختی و اعوجاج مشاهده شده در منحنی برای منطقه رویین را می‌توان 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 می‌ماند.

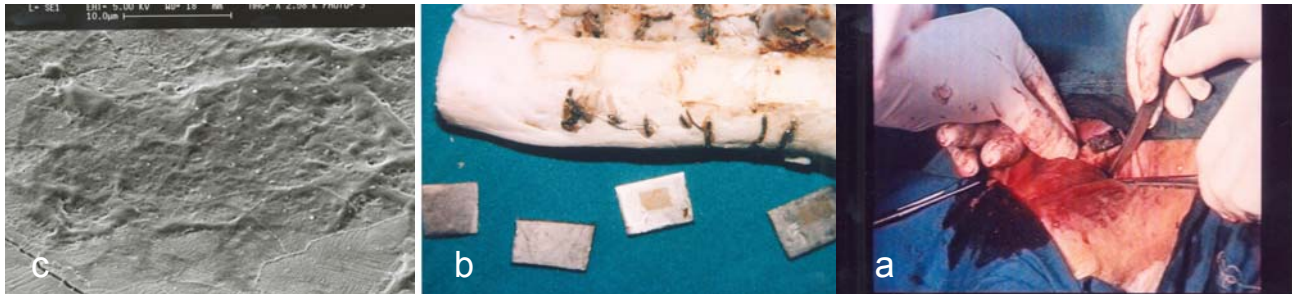
شکل ۱۰ نشان دهنده انجام آزمایش زاویه تماس بر روی نمونه شاهد و نمونه‌های تحت تابش لیزر در شاریدگی  $100 \text{ J/cm}^2$  و  $140 \text{ J/cm}^2$  می‌باشد. همانگونه که در این شکل مشاهده می‌شود در شاریدگی  $100 \text{ J/cm}^2$  به دلیل انجام اصلاح سطح در نزدیکی حد پایین محدوده اصلاح، با توجه به وجود خلل و فرجهای اندک و همچنین



شکل ۱۱- بررسی تغییرات زاویه تماس بر حسب شاریدگی



شکل ۱۰- نتایج حاصل از آزمون زاویه تماس بر روی سطح آلیاژ Ti



شکل ۱۲- مراحل انجام کاشت ایمپلنت.

## آزمون Invivo

گونه حیوانی که در این آزمایش به کار گرفته شد، بز هشت ماهه با وزن ۳۰ kg از نوع ایرانی-پاکستانی بود. تمام وسایل مورد نیاز جراحی قبل از عمل در بیمارستان با اتوکلاو در شرایط  $160^{\circ}\text{C}$  و فشار ۲ اتمسفر برای ۴۵ دقیقه ضد عفونی گردید. ابتدا پشمهای قسمت ران حیوان در منطقه استخوان فمور تراشیده و ضد عفونی شد. سپس مواد بی حسی تزریق و پس از آن جراحی آغاز گردید (شکل ۱۲- a)

اول قسمت لترال فمور در ناحیه ۱/۳ انتهایی برش داده شد، آنگاه استخوان کورتیکال را با استئوتوم ظریف تراشیدند. پس از آن ایمپلنت ها در منطقه مورد نظر قرار گرفته و با متر سیم تثبیت شدند.

بعد از جراحی طی چهار روز اول برای جلوگیری از عفونت و ضعف، پنی سیلین و در چهار روز بعد جنتامایسین، ویتامین E و D تزریق شد. حیوان به مدت سه هفته تحت مراقبت های ویژه قرار گرفت و پس از آن در عکسبرداری رادیولوژی هیچگونه جابجایی در ایمپلنتها مشاهده نگردید بلکه رشد استخوان کالوس در اطراف ایمپلنتها بعد از ۳-۴ ماه مشاهده شد که حاکی از نتیجه رضایت بخش کاشت ایمپلنتها می باشد.

بعد از چهار ماه و نیم برای بررسی ایمپلنتها حیوان با وزن ۳۵ kg قربانی گردید. دو طرف استخوان فمور حیوان از حدود ۳ cm بالاتر از فمور جدا شده و بلافاصله در فرمالین ۱۰٪ قرار داده شد تا پس از انتقال به بخش ارتوپدی، نمونه ها بدون تحمل ضربه های مکانیکی از داخل استخوان بیرون آورده شدند. (شکل ۱۲- b)

در این مرحله مشاهده گردید که ایمپلنت ها کاملاً به استخوان تثبیت شده اند و در اطرافشان استخوان رشد کرده و بالا آمده است. پس از جداسازی ایمپلنتها از سطح استخوان هیچگونه التهاب، آماس و عفونت در نزدیکی محل که باعث تیره تر شدن بافت های سالم می شود، مشاهده نگردید.

برای بررسی SEM، نمونه ها در محلول گلو تار آلدیید ۲/۵٪ و بعد در فیکساتور ثنوبه تترواکسید ازمیدم قرار داده شد و با اتانول به ترتیب با گریدهای ۳۰٪، ۵۰٪، ۷۰٪ و ۹۰٪ و سه تا صد درصد به مدت ۵ دقیقه

آگیری شدند. شکل ۱۲- c نشان می دهد که سلولهای فیبروبلاست توسط بازوهایشان به دیواره محل کندگی چسبیده اند. ماکروفاژها و فیبروبلاستها دارای بازو هستند و در حالت عادی از هم قابل تفکیک نیستند. همچنین در میکروگرافها مشاهده شد که سلولهای استئوبلاست، ستاره ای شکل هستند و توسط مواد پروتئینی مثل فیبرونکتین به جداره های میکرونی چسبیده اند.

## بحث

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 پروتدهی 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 و 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، تاثیر 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 فرآیند اصلاح سطح آلیاژ مذکور در چگالی  $140 \text{ J/cm}^2$  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 بالاتر، سریعتر اتفاق می افتد.

کاهش چسبندگی سلولها به سطح قابل پیش‌بینی است. در شاریدگی‌های بالاتر از این مقدار با کاهش زاویه تماس و افزایش صافی سطح به نظر می‌رسد آبدوستی، عاملی جهت زیست سازگاری بهتر و افزایش چسبندگی باشد.

تحقیق حاصل نشان داد که استفاده از لیزر (مانند Nd:YAG) در مقایسه با سایر روشهای دیگر، مورفولوژی متفاوتی بر روی سطح کاشتنی‌های از جنس تیتانیوم و آلیاژهای آن ایجاد می‌کند که 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.

همچنین نتایج آزمایشهای *invivo*، *invitro*، کشت سلول و هیستوپاتولوژی نشان داد که در سطح نمونه‌های ایمپلانت، هیچگونه سلولهای استئوکلاست که اثر تخریبی دارند وجود ندارد. بطور کلی نمونه‌های کاشته‌شده، زیست سازگاری عالی از خود نشان دادند و وجود فیبروبلاست‌ها، ماکروفاژها و لنفوسیت‌ها نشانگر ترمیم و فیکس شدن بسیار خوب ایمپلانت است.

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 پیش‌بینی می‌شود 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  $140 \text{ J/cm}^2$  است. از آنجاییکه یکی از مسایل مهم مرتبط با کاشتنی‌های فلزی در بدن مقاومت ساییدگی آن می‌باشد، به نظر می‌رسد دست‌یابی به افزایش سختی سطح به میزان ۵۰٪ پس از اصلاح، مقاومت سایشی کاشتنی‌های فلزی از جنس  $\text{Ti6Al4V}$  را به میزان چشم‌گیری بهبود می‌بخشد. 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 می‌دهد. علاوه بر کاهش نرخ خوردگی، رشد دامنه روئین 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 پیش‌بینی می‌باشد. آنچه مسلم است تغییر در میزان شاریدگی پرتو لیزر، بوجود آورنده دو منطقه متفاوت رفتاری از دیدگاه مباحث زیستی می‌باشد. در منطقه اول که تا چگالی  $100 \text{ J/cm}^2$  قابل ملاحظه است به دلیل افزایش زاویه تماس، ناحیه‌ای آب‌گریز بوجود آمده که در آن

## منابع

- Adell R, Lekholm U, Rokler B. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
- Long M, Rock HJ. Titanium alloys in total joint replacement-A material Science perspective. *Biomaterials* 1998; 19:1621-39.
- Rondelli G, Vicenti B. Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial Ni-Ti orthodontic wires. *Biomaterials* 2000; 20:785-92.
- Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, Zhang XD. Characteristic of surface oxide films on titanium and adhesion of osteoblast. *Biomaterials* 2003; 24:4643-70.
- Satsangi, N. Satsangi, R. Glover, Osteoblast response to phospholipid modified titanium surface. *Biomaterials* 2003; 24:4585-89.
- Ronald HJ, Lyngstadas SP, Ellingsen JE. Analysis the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test, *Biomaterial* 2003; 24: 4559-4564.
- Anselme K, Bigerelle M. A. lost, Effect of grooved titanium sabstrum on human osteoblastic cell growth. *J Biomed Mater Res* 2002; 60:529-40.
- Links J. Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloys depends on surface roughness and composition. *Biomaterials* 1998; 19:2219-32.
- Chou L, Firth HD, Uitto VJ, Brunette DM. Effect of titanium substrum and grooved surface topograghy on metalloproteinase-2 expression in human fibroblast. *J Biomed Mater Res* 1998; 93:437-45.
- Shabalovskaya SA. Surface, corrosion and bio-compatibility aspect of Ni-Ti as implant materials. *Biomed Mater Eng* 2002; 12: 69-109.
- Anselem K, Linez P, Bigerelle M, Le Maguer D. The relative influence of the topography and chemistry of Ti6Al4V surface on osteoblastic cell behaviour. *Biomaterials* 2000; 21:1567-77.
- Wever DJ, Veldhuizen AG, Sanders MM. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials* 1997; 18: 1115-20.
- Lowrence J, Li L, Wettability characteristic of carbon steel modified with Co2 Nd:YAG, excimer and HPDL lasers. *Appl Sur Sci* 2000; 154: 664-69.