

تأثیر دو نوع پوشش سطحی ایمپلنت های دندانی بر استخوان و نسوج اطراف پروتز ثابت با ساپورت ایمپلنت

دکتر ناصر سرگلزایی*#، دکتر حبیب ا... قنبری**، دکتر یاسر محمدزاده رضایی***

* استادیار گروه پرئودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** دانشیار گروه پرئودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

* دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۸۶/۱۰/۲۵ - تاریخ پذیرش: ۸۷/۴/۳

The Effect of Two Types of Implant Surface Coating on Bone and Surrounding Tissues of Prosthesis with Implant Supporting

Naser Sargolzaie*#, Habibollah Ghanbary**, Yaser Mohammadzadeh Rezaee***

* Assistant Professor, Dept of Periodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

** Associate Professor, Dept of Periodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

*** Dentist

Received: 14 January 2008; Accepted: 23 June 2008

Introduction: Dental Implants used noticeably for treatment of edentulous patients, are foreign bodies installed in direct contact with bone. Therefore, their characteristics should not be harmful for surrounding tissues. Surface characteristics are one of the implant characteristics. This study was performed to evaluate the effect of two types of implant surface characteristics (TPS and SLA) on bone loss, pocket depth and bleeding on probing.

Materials & Methods: This prospective study was approved by ethical committee of Mashhad University of Medical sciences and performed on 56 TPS (Titanium Plasma Spray) and 39 SLA (Sandblasted, Large grit, Acid-etched) implants in Mashhad dental school in 2006. Bleeding on probing, pocket depth and bone loss were evaluated one year after insertion. The data were collected and analyzed using Mann Whitney U test.

Results: Mean bone loss and pocket depth were significantly different between SLA and TPS groups ($P=0.003$, $P<0.001$). They were lower in SLA group but no significant differences were found with respect to bleeding on probing ($P=0.510$).

Conclusion: Based on these findings, it is better to make use of implants with SLA surface coating.

Key words: Dental implant, SLA, TPS.

Corresponding Author: sargolzaieN@mums.ac.ir

Journal of Mashhad Dental School 2008; 32(3): 207-12.

چکیده

مقدمه: ایمپلنت های دندانی که جهت درمان بیماران بی دندان به طور چشمگیری مورد استفاده قرار می گیرد، اجسام خارجی هستند که در تماس مستقیم با استخوان می باشد و بخاطر داشتن این خصوصیت، اجزاء ساختاری آن باید به گونه ای باشد که کاربرد آن فاقد زیان برای بافت های اطراف آن باشد. از جمله اجزاء ساختاری می توان به خصوصیت سطحی ایمپلنت ها اشاره نمود. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر دو نوع خصوصیت سطحی ایمپلنت (TPS (Titanium Plasma Spray و SLA (Sandblasted, Large grit, Acid-etched)، بر سه شاخص تحلیل استخوان، عمق پاکت و خونریزی حین پروبینگ بود.

مواد و روش ها: این مطالعه که مسائل اخلاقی آن مورد تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی مشهد قرار گرفته است به روش آینده نگر در سال ۱۳۸۵ در دانشکده دندانپزشکی مشهد بر روی ۵۶ ایمپلنت از نوع TPS و ۳۹ مورد SLA انجام شد و سه شاخص تحلیل استخوان، خونریزی حین پروبینگ و عمق پاکت یکسال پس از قرار دادن ایمپلنت ها اندازه گیری و با یکدیگر در دو گروه مقایسه شدند. اطلاعات رتبه ای حاصل از متغیرهای فوق توسط آزمون Mann Whitney U مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

یافته ها: متوسط عمق پاکت و تحلیل استخوان در بین دو گروه SLA و TPS تفاوت معنی داری از نظر آماری نشان دادند بطوریکه در گروه SLA کمتر از TPS بود ($P<0/001$ و $P=0/003$) اما اختلاف متوسط خونریزی حین پروبینگ در دو گروه معنی دار نبود ($P=0/510$).

نتیجه گیری: با توجه به نتایج حاضر از این مطالعه می توان بیان نمود که بهتر است تا حد ممکن از ایمپلنت های با سطح SLA استفاده شود.

واژه های کلیدی: ایمپلنت دندانی، SLA، TPS.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۷ دوره ۳۲ / شماره ۳: ۱۲-۲۰۷.

مقدمه

در سالهای اخیر استفاده از ایمپلنت های داخل استخوان جهت بازتوانی بیماران بی دندان کامل یا پارسیل موفقیت چشمگیری داشته است و توانسته است ضمن جایگزین کردن دندانهای از دست رفته، حداقل تغییرات در دندانهای دیگر و سایر بافت های داخل دهان ایجاد کند.^(۱) این پیشرفت از زمانی که لفظ استوایتگریشن توسط دو گروه تحقیقاتی Schroeder و Branemark عنوان گردید آغاز شد.^(۲،۳) در مطالعات درازمدت که بر روی انواع مختلفی از سیستم های ایمپلنت دندانی انجام شده است میزان موفقیت بالا (حدود ۹۰ درصد) را در طی یک دوره ۵ تا ۱۰ ساله نشان داده است.^(۴-۶) در ده سال گذشته این ایمپلنت ها به طور گسترده ای با دو روش یک مرحله ای و دو مرحله ای مورد استفاده قرار گرفته است.^(۷)

در اواخر سال ۱۹۸۰ یک سری از مطالعات جهت ارزیابی سطوح تغییر یافته تیتانیوم شروع شد. هدف از این مطالعات گسترش سطوح تیتانیومی غیر پوششی (Non-coated) بود که بتواند جایگزین سطح تیتانیوم پلاسما اسپری^۱ (TPS) برای کاربرد کلینیکی در بیماران شود. مطالعه هیستومتریک توسط Buser، پنج سطح تیتانیومی مختلف را در استخوانهای بلند خوک های آزمایشگاهی ارزیابی کرد و نشان داد که تشکیل استخوان بر روی سطح سندبلاست-اسید اچ^۲ (SLA) هنگامی که با سطح TPS و سطوح پالیش شده مقایسه شد بیشتر بود.^(۸) در مطالعه بیومکانیکال که توسط Wilke و همکارانش در ارتباط با مقایسه میزان گشتاور برداشتی (Removal torque) در ایمپلنت های تیتانیومی با سطوح مختلف در گوسفند انجام شد نشان داد که در سطح SLA این میزان در طی دوره ترمیم ۶ ماهه به پانزده برابر اولیه افزایش می یابد^(۹) (۶۰۰N/cm و ۴۰N/cm). مزایای سطح SLA در مقایسه با TPS در طی دوره

ترمیم توسط Cochran با انجام مطالعه هیستومتریک روی مندیبل سگ تشریح شده است.^(۱۰) خصوصیات استئوفیلیک سطح SLA در مطالعات In vitro که سطوح مختلف تیتانیومی را در کشت های بافتی حاوی سلولهای بیشتر استئوبلاست بررسی کرده اند تایید شده است.^(۱۱) بر اساس نتایج این مطالعات تجربی که در بالا بدان اشاره شد مطالعات کلینیکی برای ایمپلنت های SLA بعد از دوره ترمیم ۶ هفته ای شروع شد. یافته های کلینیکی از دوره کنترل سه ساله نتایج مطلوبی را از میزان موفقیت حدود ۹۹ درصد از این نوع ایمپلنت ها نشان داد.^(۱۲-۱۴) هدف از مطالعه حاضر ارزیابی نتایج رادیوگرافی و کلینیکی ایمپلنت های تیتانیومی با سطح SLA و مقایسه آن با ایمپلنت های با سطح TPS می باشد.

مواد و روش ها

این مطالعه که مسائل اخلاقی آن مورد تصویب کمیته اخلاف دانشگاه علوم پزشکی مشهد قرار گرفته است، به طریقه آینده نگر در سال ۱۳۸۵ جهت بررسی مقایسه دو نوع پوشش سطحی ایمپلنت (Solid Screw ITI Implant) از نظر ITI (Biohorizons Maestro Implant, External Idex) از نظر میزان تحلیل استخوان^۳ (BL)، خونریزی حین پروبینگ^۴ (BoP) و عمق پاکت^۵ (PD) انجام شد. یکسال پس از اعمال نیروهای اکلوزالی بر روی این ایمپلنت ها، بیمارانی انتخاب شدند که دارای شرایط زیر بودند: وجود مناطق بی دندانی دارای حجم کافی و مشابه از استخوان در هر دو گروه، وجود مقادیر مشابه و کافی بافت کراتینیزه و کرسنال، عدم وجود اختلالات فکی و داشتن یک نوع پروتز و یا دنچر. مواردی که شامل خارج شدن بیماران از مطالعه شدند عبارت بودند از بروکسیسم شدید و استئولیز شدید پری آپیکال و تحلیل شدید، علایم بیماری پرپودنتال شدید، بیماری مخاطی، استفاده از الکل و سیگار و حاملگی. پس از احراز شرایط فوق، تعداد ۱۰ بیمار

3. Bone Loss
4. Bleeding on Probing
5. Pocket Depth

1. Titanium Plasma Spray
2. Sandblasted, Large grit, Acid etched

عمق پروبینگ پاکت (PD): ارزیابی و اندازه گیری فاصله بین مارژین لثه تا شیار لثه ای در اطراف ایمپلنت با استفاده پروب ویلیامز و با نیروی ۰/۲۵ نیوتن (برابر با وزن پروب) تعیین گردید.

جهت تجزیه و تحلیل اطلاعات از آزمون غیرپارامتری Mann-Whitney U با سطح معنی داری $\alpha=0/05$ استفاده گردید و سپس توسط نرم افزار SPSS نتایج زیر حاصل شد.

یافته ها

در ارزیابی کلینیکی و رادیوگرافی دو نوع پوشش سطحی SLA و TPS در ۹۵ ایمپلنت نتایج زیر بدست آمد. در مورد BOP بین دو گروه TPS و SLA تفاوت معنی داری وجود نداشت ($P=0/510$).

در ارتباط با عمق پاکت (PD) بین دو گروه SLA و TPS تفاوت معنی داری مشاهده شد ($P<0/001$).

در تحلیل استخوان بین دو گروه TPS و SLA اختلاف معنی داری یافت شد ($P=0/003$).

جدول ۱: میانگین رتبه ای شاخص خونریزی حین پروبینگ (BOP) در

دو گروه SLA و TPS		
تعداد	میانگین رتبه ای	
۵۶	۴۸/۹۸	TPS
۳۹	۴۶/۵۹	SLA

$P\text{-value}=0/510$

جدول ۲: میزان و میانگین رتبه ای عمق پاکت (PD) در دو گروه

TPS و SLA		
تعداد	میانگین رتبه ای	
۵۶	۵۵/۶۹	TPS
۳۹	۳۶/۹۶	SLA

$P\text{-value}=0/000$

(۹ زن و یک مرد) با میانگین سن ۳۸ سال که در مجموع ۳۹ ایمپلنت از نوع SLA و ۱۸ بیمار که دارای ۵۶ ایمپلنت TPS بودند و توسط یک پرودونتیست، ایمپلنت های آنان گذاشته شده بود انتخاب شدند و با توجه به اینکه یکسال بعد ارزیابی های کلینیکی و رادیوگرافی روی ایمپلنت ها انجام می شد، بنابراین روکش آنها با سمان موقت چسبانده شد. فاکتورهایی که پس از یکسال از قرار دادن ایمپلنت و وارد کردن نیرو بر آنان مورد ارزیابی قرار گرفت، شامل موارد زیر بود:

خونریزی حین پروبینگ (BOP): با توجه به نظر Lang که استفاده از نیروی پروبینگ اعمال شده در پرودونشیوم نرمال و سالم (۰/۲۵ نیوتن) جهت ارزیابی BOP در اطراف ایمپلنت های دندانی منطقی است^(۱۵) از این رو از پروب استاندارد با درجه بندی ویلیامز (HU-Friedy) جهت اینکار استفاده گردید. روشی که برای ارزیابی Bop مورد استفاده قرار گرفت شاخص Mombelli بود.^(۱۶)

تحلیل استخوان (BL): جهت اندازه گیری میزان تخریب استخوان در اطراف ایمپلنت از رادیوگرافی پانورامیک OPG که بلافاصله پس از عمل قرار دادن با ایمپلنت تهیه شده بود و نیز رادیوگرافی تهیه شده در زمان مطالعه (یکسال بعد از عمل)، استفاده گردید جهت کاهش خطاهای احتمالی و بالا بردن دقت اندازه گیری دو نکته مد نظر قرار گرفت: رادیوگرافی اولیه بیمار و رادیوگرافی بعدی هر دو در یک مرکز تهیه گردید و جهت ارزیابی میزان تخریب استخوان فاصله بین شولدر ایمپلنت و اولین محل های تماس بین استخوان و ایمپلنت در سطوح مزایال و دیستال در کلیشه رادیوگرافی توسط کولیس محاسبه گردید و اختلاف آن به عنوان میزان تخریب استخوان در نظر گرفته شد. همچنین جهت کاهش دادن خطاهای احتمالی و حذف بزرگنمایی و یا کوچک نمایی، طول ایمپلنت که مشخص و ثابت است به عنوان مرجع استفاده شد. بعبارت دیگر اگر طول ایمپلنت در رادیوگرافی بزرگتر و یا کوچکتر از طول واقعی آن بود تحلیل استخوان از لبه ایمپلنت تا کرسست نیز به همین میزان اصلاح می گردید.

جدول ۳: میزان و میانگین رتبه ای تحلیل استخوان (BL) در دو گروه

TPS و SLA		
تعداد	میانگین رتبه ای	
۵۶	۵۶/۹۴	
۳۹	۳۹/۴۷	
P-value=۰/۰۰۳		

بحث

تیتانیوم فلز بسیار واکنش پذیر بوده که در زمان خیلی کوتاه وقتی در معرض هوا قرار می گیرد اکسیده می گردد و به خاطر داشتن لایه اکسیده غیر فعال، نسبت به کروژن مقاومت بالایی دارد. این خصوصیات سطحی ایمپلنت در تلاش برای بدست آوردن انکورجیج استخوانی بهتر، کاملاً ثابت شده است و در این زمینه تنها مشاهدات کلینیکی است که می تواند اعتبار و ارزش نوع خصوصیت سطحی را تعیین کند.^(۱۷) در حقیقت استفاده از سطوح مختلف و متنوع ایمپلنت ها برای بدست آوردن اینتگریشن استخوانی بهتر و سریعتر در مطالعات اخیر مورد بررسی قرار گرفته اند. در بین سطوح بررسی شده، ایمپلنت های با سطح سندبلاست و اسید اچ شده با ایمپلنت های تیتانیوم پلاسمای اسپری در چندین مطالعه حیوانی مقایسه شده است.^(۱۸) نتایج رادیولوژیک این مطالعه نشان داد که ایمپلنت های SLA در موقعیت های Loading و Unloading بهتر از ایمپلنت های TPS می باشد. در عین حال نتایج هیستومتریکی نیز نشان داد که سطح SLA باعث افزایش تماس استخوانی در مراحل اولیه نسبت به ایمپلنت های TPS می شود. بعلاوه Buser در مطالعه حیوانی خود پیرامون ایمپلنت های SLA گزارش کرد که دوره ترمیم این ایمپلنت ها در ماگزیلا ۴ هفته و متوسط Removal torque آن نسبت به TPS بالاتر است اما اختلاف معنی داری بین دو سطح پیدا ننمود.^(۱۹) از نظر کلینیکی مقاطع هیستولوژیک تهیه شده از ایمپلنت های SLA که بطور موقتی جهت تکیه گاه (Anchorage) ارتودنسی در انسان استفاده شده بود استوایتگریشن بهتری را نشان داده است.^(۲۰)

با توجه به اثرات نسبی خصوصیات سطحی بر میزان موفقیت ایمپلنت،^(۲۱) مطالعه حاضر جهت این ارزیابی در بین دو نوع ایمپلنت (TPS, SLA) که فقط از نظر سطح با یکدیگر متفاوت می باشد، انجام شده است. نتایج حاصل از ارزیابی های کلینیکی و رادیوگرافی نشان داد که به جز در مورد شاخص خونریزی حین پروبینگ (BOP) که اختلاف معنی داری بین دو نوع وجود نداشت در بقیه موارد متغیرها (عمق پاکت و تحلیل استخوان) اختلاف معنی داری داشتند. اگر چه وجود تحلیل استخوان در حد ۱/۲ میلیمتر در سال اول معمول بنظر می رسد^(۲۲) اما در این مطالعه میزان تحلیل استخوان در هر دو گروه کمتر از این حد بود. در هر دو گروه میزان تحلیل استخوان اندک (۸۲/۲) درصد از گروه SLA و ۵۰ درصد از گروه TPS، متوسط تحلیل استخوان کمتر از یک میلیمتر داشته) و در عین حال در گروه SLA متوسط تحلیل استخوان کمتر از گروه TPS بود (P=۰/۰۰۳).

نتایج حاصل از این مطالعه منطبق با تحقیق انجام شده توسط Rocuzzo می باشد که در این مطالعه اثرات کلینیکی دو نوع ایمپلنت (TPS و SLA) را در ۳۲ بیمار به مدت یکسال بررسی و تفاوت معنی داری در شاخص های عمق پاکت (۲/۹ در SLA نسبت به ۳/۰۳ در TPS) و تحلیل استخوان (۰/۶۵ میلیمتر در SLA نسبت به ۰/۷۷ میلیمتر در TPS) پیدا نمود.^(۲۳) البته در شاخص BOP با مطالعه حاضر متفاوت بود در مطالعه دیگری که توسط Giovanni و همکارانش بر روی ۶۷ ایمپلنت SLA انجام گرفت میزان از دست رفتن استخوان پس از یکسال ۰/۵ تا ۰/۷۲ بود که با مطالعه حاضر تطابق دارد.^(۸)

دلایلی را که می توان به دارا بودن مزایای فوق در گروه SLA ارتباط داد به شرح ذیل می باشد:

مقایسه سطح SLA و TPS توسط میکروسکوپ الکترونی نشان داده است که سطح SLA با توجه به پروسه Larg grit blasting دارای خشونت بیشتری نسبت به TPS می باشد که این مسئله علاوه بر آنکه باعث شده است زمان ترمیم را از ۱۳ هفته (TPS) به ۶-۸ هفته (SLA) کاهش دهد^(۲۳،۸) بر فعالیت آلکالین فسفاتاز نیز تاثیر گذاشته است

فیبرونکتین یک گلیکوپروتئین است که به طور سریعی بر سطوح سخت چسبیده و در نتیجه باعث چسبیدن سلولهای دیگر می شود.^(۲۷)

در حال حاضر ایمپلتهای با خصوصیت سطحی جدید به نام Slactive ارائه شده است که دارای همان توپوگرافی قبلی است ولی برای فائق آمدن بر مشکلات فوق خصوصیات شیمیایی سطح ایمپلنت قبل را تغییر داده است که به صورت جذب اختصاصی پروتئین عمل می کند و در نتیجه باعث چسبیدن سلولهای با منشاء مزانشیال مانند استئوبلاست ها می شود.^(۲۸)

نتیجه گیری

با توجه به نتایج حاصل از مطالعه حاضر می توان بیان نمود که یکسال پس از اعمال نیرو بر ایمپلنت های با سطوح مختلف TPS و SLA میزان تحلیل استخوان و عمق پاکت بطور معنی داری در گروه SLA کمتر از گروه TPS بود و میزان BOP (خونریزی حین پروبینگ) در دو گروه تفاوت معنی داری نداشت.

پیشنهاد می شود با توجه به ارائه سطح جدید Slactive، نتایج فوق با آن مقایسه شود.

تقدیر و تشکر

با تشکر از معاونت پژوهشی دانشگاه و مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی که در انجام این تحقیق ما را یاری فرمودند.

بطوریکه فعالیت الکالین فسفاتاز در روی ایمپلنت SLA بیشتر از TPS می باشد که این به نوبه خود باعث افزایش استئوبلاست های تمایز یافته می شود^(۸) و در مراحل اولیه باعث افزایش تماس استخوان می گردد^(۱۰) همچنین مطالعات نشان داده اند که میزان پروستاگلاندین و فاکتور رشد تغییر یافته که باعث افزایش سرعت ترمیم و تشکیل استخوان می شود در سطح SLA بیشتر از TPS نیز می باشد.^(۲۴)

با توجه به اینکه میکروتوپوگرافی همچنین می تواند بر تعداد و مرفولوژی پاهای کاذب چسبنده سلول و جهت گیری سلول ها (استئوبلاست ها) تاثیر بگذارد و مهاجرت سلولها بداخل پیت های موجود در سطح ایمپلنت را راهنمایی نماید و در نتیجه رشد استخوان را افزایش دهد،^(۱۷) بنابراین آشکار می شود که این خصوصیات با توجه به دارا بودن میکروپیت در SLA بیشتر از TPS باشد.

در حالیکه مزایای بالا در مورد سطوح ایمپلنت با خشونت زیاد (عمدتاً SLA در مقایسه با TPS) مترتب است لیکن مطالعاتی نشان دهنده معایبی نیز برای این سطوح می باشد. Murray و همکاران گزارش کردند که سطوح خشن معایبی همچون افزایش لیکج یونی و افزایش چسبندگی ماکروفاژها و متعاقباً تحلیل استخوان را دارا می باشد.^(۲۵)

همچنین گزارش شده است که Adsorption فیبرونکتین روی سطوح خشن کمتر از سطوح صاف می باشد.^(۲۶)

منابع

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10(6): 387-91.
2. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson Bo, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scan J Plast Reconstr Surg 1969; 3(2): 81-100.
3. Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H, Sulter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to end steal implants with titanium- sprayed surfaces. J Maxillfac Surg 1981; 9(1): 15-25.
4. Buser D, Mericske-stern R, Dula K. Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. Adv Dent Res 1999; 13(8): 153-61.
5. Behneke N, d'Hoedt B. The longitudinal effectiveness ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow up report. Int J Oral Maxillfac Implants 2000; 15(3): 633-45.
6. Mericske-stern R, Oetterli M, Kiener P, Mericshe E. A follow up study of maxillary implants supporting an over denture Clinical and radiographic results. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17(5): 678-86.
7. Buser D, Von Arx T. Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants. Clin Oral Implants Res 2000; 11(1): 83-100.

8. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox CH. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25(7): 889-902.
9. Wilke HJ, Claes L, Steinmann S. The influence of various titanium surfaces on the interface shears strength between implants and bone. *Adv Biomed Materials-Clin Implants Materials* 1990; 9(5): 309-14.
10. Cochran DL, Schenke RK, Lussi A. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sand blasted and acid etched surface: a histometric study in the canine mandible. *Biomed Mater Res* 1998; 40(1): 1-11.
11. Boyan BD, Batzer R, Kies Wetter K, Liu Y, Cochran DL. Titanium Surface roughness alters responsiveness of MG63 Osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res* 1998; 39(1): 77-85.
12. Rocuzzom M, Wilson TG. A Prospective study evaluating a protocol for 6 weeks loading of SLA implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(5): 502-7.
13. Bornstein MM, Lussi A, Schmid B, Belser UC, Buser D. Early loading of titanium implants with sand blasted and acid-etched (SLA) surface. 3-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(5): 659-61.
14. Salvi GE, Gallini G, Lang NP. Early loading 6 weeks of sandblasted and acid-etched (SLA) ITI Implants in the posterior mandible. A 1 year randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(2): 142-9.
15. Lang NP, Wetzel A, Stich JC, Caffesse R. Histologic probe penetration in healthy and inflamed periodontal implant tissues. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5(4): 191-201.
16. Mombelli A, Van Oosten MA, Schurch E, Land NP, Lang NP. The micro biota associated with successful or failing osseointegration titanium implants. *Oral Microbio Immunol* 1987; 2(4): 145-51.
17. Newman MG, Takaie HH, Klokkevold PR, Carranza PA. *Carranzas Clinical Periodontology*, 10th ed. China: Saunders Co; 2006. P. 1078.
18. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Herman JS, Makins SR. Evaluation of an endosseous titanium implant with sand blasted and acid etched surface in the canine mandible radiographic results. *Clin Oral Implants* 1996; 7(3): 240-52.
19. Buser D, Lang NP, Karring T, Lindhe J. Effects of various titanium surface configurations on osseointegration and clinical implant stability. *Proceeding of the 3rd European Workshop on Periodontology* 1998; 3(6): 88-95.
20. Wehroben H, Merz BR, Hammerle CH, Lang NP. Bone to implant contact of orthodontic implants in human. Sub horizontal loading. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9(5): 348-53.
21. Listar MA. Clinical trials of end osseous implants: issues in analysis and interpretation. *Annals periodontology* 1997; 2(1): 209-313.
22. Bragger U, Haefli U, Huber B, Hammerle CHF. Evaluation of post surgical crestal bone level adjacent to no submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Res*. 1998; 9(4): 218-24.
23. Rocuzzo M, Bunino M, Priolgio F. Early loading of SLA implants. A Prospective comparative study. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(6): 527-31.
24. Lossdorfer S, Schwartz Z, Wang L, Lohmann CH, Turner JD, Turner JD. Microrough implant surface topographies increase osteogenesis by reducing osteoclast formation and activity. *J Biomed Mater Res* 2004; 70(3): 361-9.
25. Murray DW, Rae T, Runton N. The influence of the surface energy and roughness of implants on bone restoration. *J Bone Joint Surg* 1989; 71(4): 632-5.
26. Francois P, Vaudaux P, Taborelli M, Tonetti M, Lew DP, Descouts P. Influence of surface treatments developed of oral implants on the physical and biological properties of titanium. (II). Adsorptions, isotherms and biological activity of immobilized fibronectin. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(3): 207-21.
27. Pearson BS, Klebe RJ, Boyan BD, Moskowicz D. Comments on the Clinical application of fibronectin in dentistry. *J Dent Res* 1988; 67(2): 515-9.
28. Ferguson SJ, Brogini V, Wieland M, dewild M, Rupp F, Buser D. Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. *J Biomed Mater Res* 2006; 78(2): 291-7.