

بررسی ریزنشت محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت در سه نوع ایمپلنت BioHorizons, Swiss plus و Implantium به روش نفوذ رنگ

دکتر فرشاد باجغلی^۱، دکتر احسان قاسمی*، مصطفی خانی^۲، دکتر محمود صبوحی^۳،
دکتر مجید بوذری^۴، سید مهدی قاسمی^۵

چکیده

مقدمه: تطابق بین اجزای ایمپلنت‌های دندانی عامل مهمی در موفقیت درمان ایمپلنت است. هدف از انجام این مطالعه، تعیین میزان ریزنشت در بین سیستم‌های ایمپلنت Implantium، BioHorizons و Swiss plus بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی، سه نوع ایمپلنت از هر کدام ۵ عدد تحت نفوذ رنگ قرار گرفت. ۱ میکرولیتر محلول تولوئیدین بلو با غلظت ۰/۱ درصد درون فیکسچرها توسط میکرو پیپت الکترونیکی تزریق گردید، سپس اباتمنت‌ها روی فیکسچرها با تورک ۳۰ نیوتن توسط رچت مربوطه بسته شد و در محلول ۲ سی‌سی آب مقطر قرار گرفت. در ۱، ۳، ۶، ۲۴، ۴۸، ۷۲، ۹۶، ۱۴۴، ۱۹۲ و ۲۴۰ ساعت بعد از زمان انکوباسیون میزان ریزنشت تولوئیدین بلو از نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر در طول موج ۶۳۰ نانومتر، اندازه‌گیری شد. منحنی کالیبراسیون توسط نرم‌افزار Excel تهیه و معادله خطی مربوطه به دست آمد. داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۱/۵ و آزمون آماری آنالیز واریانس یک طرفه بررسی شد ($\alpha = 0/05$).

یافته‌ها: در سه سیستم ایمپلنت دندانی مطالعه شده، اختلاف ریزنشت در ساعت اول با $p \text{ value} = 0/01$ ، ساعت سوم با $p \text{ value} = 0/011$ و در ساعت ششم با $p \text{ value} < 0/001$ معنی‌دار بود. در مقایسه دو به دو ایمپلنت‌ها در سه ساعت اول Swiss plus بیشترین ریزنشت و Implantium کمترین ریزنشت را نشان داد. در سایر ساعات، نتایج بین سه سیستم معنی‌دار نبود.

نتیجه‌گیری: در بین ایمپلنت‌های مورد مطالعه (BioHorizons، Swiss plus و Implantium)، کمترین میزان ریزنشت در ساعت‌های ۱، ۳ و ۶ در سیستم Implantium و بیشترین در Swiss plus دیده شد. در ساعات دیگر در تمام سیستم‌های مورد مطالعه ریزنشت با گذشت زمان مشاهده شد.

کلید واژه‌ها: اتصال ایمپلنت دندانی، اباتمنت، نشت، اسپکتروفوتومتر

* استادیار، مرکز تحقیقات مواد دندانی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (مؤلف مسؤول) e_ghasemi@dnt.mui.ac.ir

۱: استادیار، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲: دانشجوی دندان‌پزشکی، کمیته پژوهش‌های دانشجویان، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳: استادیار، مرکز تحقیقات دندان‌پزشکی، تریابی‌نژاد، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴: دانشیار، بخش میکروپزشکی، گروه زیست‌شناسی، دانشکده علوم، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۵: دانشجوی دکترای میکروپزشکی، گروه میکروپزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

این مقاله حاصل پایان‌نامه عمومی در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به شماره ۳۹۱۲۷۸ می‌باشد.

این مقاله در تاریخ ۹۱/۹/۷ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۱/۱۱/۱۴ اصلاح شده و در تاریخ ۹۱/۱۲/۱۵ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۹۲، ۹(۱): ۲۸ تا ۳۶

مقدمه

استفاده از ایمپلنت‌های دندانی که بسیار مورد پذیرش بیماران قرار گرفته است، باعث تحول در درمان‌های پروتز گردیده است [۱]. ایمپلنت‌های دندانی به دلیل خواص سطحی بسیار عالی و زیست سازگاری بالا اغلب از تیتانیوم ساخته شده است. از آنجایی که در اطراف ایمپلنت، اثر بالشتکی لیگامان پرپودنتال وجود ندارد، ایمپلنت و رستوریشن متکی بر آن و همچنین استخوان به صورت یک واحد فانکشنال عمل می‌کنند و عدم تطابق بین اجزا سبب اثرات غیر قابل برگشت بر استخوان و ایمپلنت می‌شود [۲]. سیستم‌های ایمپلنت یا به صورت یک پارچه (تک قسمتی) هستند یا به صورت چند قسمتی. سیستم‌های ایمپلنتی که امروزه بیشتر استفاده می‌شوند از دو جزء ایمپلنت (بخشی که در استخوان قرار می‌گیرد) و اباتمنت (بخشی که از بافت لثه عبور می‌کند و پروتز را حمایت می‌کند) تشکیل شده‌اند [۳]. ارتباط این دو قطعه نقش مهمی در موفقیت طولانی مدت درمان ایمپلنت دارد [۳]. اتصال بین دو قسمت ایمپلنت - اباتمنت به وسیله پیچ تأمین می‌شود [۳]. سیستم‌های ایمپلنتی که گیر خود را از طریق پیچ تأمین می‌کنند برای سال‌ها همراه با میزان بالای موفقیت به کار رفته‌اند [۳]. این سیستم‌ها از طریق یک پیچ تیتانیومی به هم وصل می‌شوند [۳]. عاملی که اثر مضر بر دوام ایمپلنت دارد و باعث کاهش دوام و به خطر افتادن عمر ایمپلنت می‌شود، حضور التهاب در حد واصل ایمپلنت - اباتمنت است [۴-۶]. ریزنشت در محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت، مهم‌ترین عامل واکنش التهابی در اطراف ایمپلنت است [۷]. ریزنشت باعث کلنی شدن باکتری در اطراف مجموعه ایمپلنت - اباتمنت شده است که نتیجه آن شروع روند پاتوفیزیولوژیک از دست رفتن استخوان و به دنبال آن از دست رفتن ایمپلنت است [۸-۱۰]. فاصله بین دو قسمت باعث پرولیفراسیون باکتری‌ها، التهاب و از دست رفتن استخوان دور ایمپلنت می‌شود [۱۲، ۱۱، ۵]. بیوفیلم باکتریایی در اطراف مجموعه ایمپلنت - اباتمنت باعث به خطر افتادن عرض بیولوژیک و تحلیل مارژین استخوان می‌شود، در نهایت مارژین بافت نرم تحلیل می‌رود که روی زیبایی مؤثر است [۱۳، ۱۴]. اثر ارتباط بین اجزای ایمپلنت همچنین در ثبات مکانیکی ایمپلنت و میزان مقاومت آن در

برابر اعمال نیرو مورد بررسی قرار گرفته است [۱۰]. مطالعه مقایسه‌ای در بین سیستم‌های ایمپلنت مختلف اثر ارتباط بین ایمپلنت - اباتمنت بر استحکام شکست و استحکام خستگی را مورد بررسی قرار داده است [۱۵]. بنابراین طراحی محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت در سلامت کرسست استخوان و بافت نرم، همچنین مقاومت ایمپلنت در برابر نیروهای داخل دهان نقش مهمی دارد [۱۷-۱۵]. بنابراین از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. تعداد معدودی مطالعه در مورد ریزنشت مولکول‌های کوچک از فاصله بین ایمپلنت - اباتمنت در دسترس می‌باشد [۹، ۳، ۱]. چندین روش برای بررسی میزان ریزنشت مورد بررسی قرار گرفته است [۲۸-۱۸].

در روش اسپکتروفوتومتری، روش پالایش مایعات [۱۹]، روش‌های الکتروشیمیایی [۲۰] و چندین روش کیفی دیگر از باکتری‌ها برای بررسی ریزنشت استفاده کرده‌اند [۲۲، ۲۱]. تعدادی از مطالعات بر اساس ارزیابی خطی مواد رنگی راهنما و مواد رادیوایزوتوپ، ریزنشت را بررسی کرده‌اند [۹، ۳، ۱]. تعدادی از مطالعات مقاومت ارتباط بین ایمپلنت - اباتمنت را در برابر نفوذ اندوتوکسین بررسی کرده‌اند [۱۱، ۷]. در مطالعه آزمایشگاهی Coelho و همکاران [۱۸] توانایی سیل‌کنندگی سه سیستم ایمپلنت مختلف با قرار دادن رنگ تولوئیدین بلو در قسمت داخل استخوانی سیستم مورد بررسی قرار گرفت و مشخص شد هر سه سیستم ریزنشت داشتند. در مطالعه Lorenzoni و همکاران [۱] توانایی سیل‌کنندگی دو نوع سیستم ایمپلنت SIN و Osseotite بررسی شد و نتایج به دست آمده از تصاویر میکروسکوپی مشخص کرد که هر دو سیستم دارای ریزنشت بودند. امروزه سیستم‌های ایمپلنت مختلف در دسترس هستند. سیستم‌های ایمپلنت به منظور افزایش کیفیت، در اندازه، شکل، ساختمان سطحی و ... بر اساس مطالعه‌های علمی دچار تغییراتی شده‌اند [۲۳]. چندین طرح مختلف برای کاهش ریزنشت بین ایمپلنت - اباتمنت و تطابق هرچه بهتر آن‌ها مورد بررسی قرار گرفته‌اند، اما موفقیت کمی به دنبال داشته‌اند [۱۸]. مطالعه Lee و همکاران [۲۴] موفقیت سیل‌کنندگی ایمپلنت‌های داخلی مخروطی (Internal-conical) را نشان داد. در مطالعات Rimondini و همکاران [۲۵] و Lie و Jemt [۲۶]، مشخص شد، گنجاندن

به ترتیب در اولین لوله محلول تولوئیدین بلو ریخته نشد و در دومین لوله مقدار ۰/۱ میلی لیتر محلول تولوئیدین بلو، در سومین لوله ۰/۲ میکرولیتر، در چهارمین لوله ۰/۳ میکرولیتر، در پنجمین لوله ۰/۴ میکرولیتر، ششمین ۰/۵ میکرولیتر، هفتمین ۰/۶ میکرولیتر، هشتمین ۰/۷ میکرولیتر، نهمین ۰/۸ میکرولیتر، دهمین ۰/۹ میکرولیتر و در یازدهمین لوله آزمایش حاوی ۲ میلی لیتر آب مقطر خالص، ۱ میکرولیتر محلول تولوئیدین بلو اضافه شد. با استفاده از دستگاه اسپکتروفوتومتر (Shimadzu, Japan) میزان جذب نوری هر یک از غلظت‌ها در طول موج ۶۳۰ نانومتر مشخص شد و منحنی کالیبراسیون و معادله خطی مربوطه با استفاده از نرم‌افزار Excel به دست آمد.

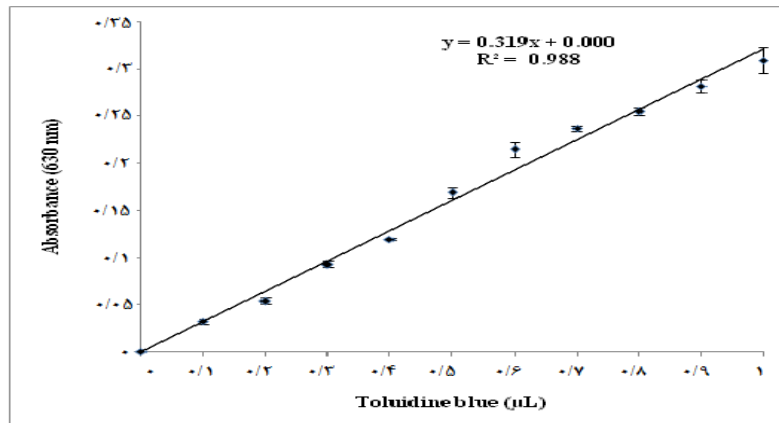
$Y = 0.319x + 0.00$ معادله خطی است که با به دست آوردن جذب نوری هر یک از نمونه‌ها و قرار دادن عدد مربوطه به جای y میزان x که بیانگر غلظت رنگ است به دست می‌آید. R^2 میزان دقت آزمایش را نشان می‌دهد که هرچه این عدد به ۱ نزدیک‌تر باشد دقت آزمایش بیشتر است (نمودار ۱).

تعداد ۵ نمونه ایمپلنت از هر یک از سیستم‌های Implantium، BioHorizons و Swiss plus انتخاب گردید. سپس توسط میکروپیپت کنترل خودکار (Gilson, France)، ۱ میکرولیتر محلول تولوئیدین بلو با غلظت ۰/۱ درصد درون عمیق‌ترین بخش محفظه داخلی سیستم‌های ایمپلنت‌ها قرار داده شد (نوک باریک میکروپیپت که به راحتی به عمق سیستم ایمپلنت مختلف دسترسی پیدا می‌کند و موجب تسهیل کار می‌شود). پس از آن اباتمنت‌های مربوطه بر روی ایمپلنت‌ها با توجه به تورک استاندارد ۳۰ نیوتن بر سانتی‌متر (توصیه شده کارخانه سازنده، توسط رجت مربوط هر سیستم ایمپلنت)، محکم گردیدند. هر ۱۵ نمونه ایمپلنت در داخل لوله‌های پلاستیکی درپوش‌دار ۵ میلی‌لیتری (Maxwell, France) حاوی ۲ سی‌سی محلول آب مقطر خالص قرار داده شدند، به نحوی که سطح بالایی آب مقطر پایین‌تر از لبه فوقانی اباتمنت‌ها باشد (شکل ۱) و به داخل انکوباتور در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند. سپس در ۱۰ دوره زمانی به فواصل زمانی ۱، ۳، ۶، ۲۴، ۴۸، ۷۲، ۹۶، ۱۴۴، ۱۹۲ و ۲۴۰ ساعت، مقدار ۱ سی‌سی از هر ۱۵ نمونه به طور جداگانه برداشته شد و به داخل کوت (Gilson, France) مربوطه قرار

قطعات پلیمری بین ایمپلنت- اباتمنت کلنی شدن باکتریایی را کاهش داده اما از بین نمی‌برد. در مطالعه Gross و همکاران [۲۷] استفاده از افزایش تیپرینگ و گیر پیچ تا حدودی باعث افزایش تطابق بین ایمپلنت- اباتمنت شد. در مطالعه Harder و همکاران [۷] ارتباط داخلی مخروطی ایمپلنت- اباتمنت با ثابت‌تر از Flat-to-flat و Tube-in-tube بود. کاهش میزان حرکت به وسیله ارتباط محکم فیزیکی دقیق برای جلوگیری از ریزنشت مهم است. با وجود روش‌های مختلفی که برای کنترل ریزنشت مورد استفاده قرار گرفته است، هنوز هم ریزنشت یک چالش مهم در بین سیستم‌های ایمپلنت مختلف است [۲۶-۲۴، ۱۸]. در مطالعه Scarano و همکاران [۲۸] مشخص شد سیستم‌های ایمپلنت دو قسمتی سمان شونده یا پیچ شونده دارای ریزنشت بین دو قطعه بودند. نظر به این که ایمپلنت‌های BioHorizons دارای اتصال داخلی شش گوش (Internal hexagon) و ایمپلنت‌های Swiss plus با پلت فرم ۴/۸ میلی‌متر، دارای اتصال داخلی هشت گوش (Internal octagon) و Implantium دارای اتصال داخلی شش گوش (Tapered conical hex connection) می‌باشند، هدف از مطالعه حاضر، تعیین میزان ریزنشت در بین سه سیستم ایمپلنت یاد شده بود تا به وسیله آن سیستم با کمترین میزان ریزنشت تعیین گردد و با کاربرد آن بتوان موفقیت طولانی درمان ایمپلنت را افزایش داد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی، پنج عدد ایمپلنت با اباتمنت از هر سه گروه از سه سیستم مختلف (Zimmer, CA, Carlsbad, USA)، Swissplus، Implantium (Dentium, Seoul, Korea) و Riverchase center, AL, Birmingham, USA) BioHorizons تهیه شد. از آن‌جا که تفاوت‌های سیستم‌های ایمپلنت مختلف در قطر و طول آن‌ها است، ابعاد مورد استفاده برای هر ایمپلنت با قطر حدود ۴/۵ میلی‌متر و طول ۱۰ میلی‌متر استاندارد تهیه شد. برای به دست آوردن منحنی کالیبراسیون ابتدا با استفاده از آب مقطر خالص غلظت‌های مختلف رنگ تولوئیدین بلو تهیه گردید. به این صورت که در داخل ۱۱ عدد لوله آزمایش حاوی ۲ میلی‌لیتر آب مقطر خالص



نمودار ۱. منحنی کالیبراسیون و معادله خطی مربوط در غلظت‌های مختلف رنگ تولوئیدین بلو

بحث

با وجود مزایای ایمپلنت‌های دندانی، در حال حاضر ثابت نگاه داشتن استخوان در دراز مدت در اطراف ایمپلنت‌ها جای تحقیق و پیشرفت در این مقوله علمی را می‌طلبد. سیستم‌های ایمپلنتی که امروزه بیشتر استفاده می‌شوند از دو جزء ایمپلنت و اباتمنت تشکیل شده‌اند [۳].

ریزنشت در محل اتصال ایمپلنت- اباتمنت مهم‌ترین عامل واکنش التهابی در اطراف ایمپلنت است [۸]. ریزنشت باعث کلنی شدن باکتری در اطراف مجموعه ایمپلنت- اباتمنت می‌شود که نتیجه آن شروع روند پاتوفیزیولوژیک از دست رفتن استخوان و به دنبال آن از دست رفتن ایمپلنت است [۹-۱۱]. بیوفیلم باکتریایی در اطراف مجموعه ایمپلنت- اباتمنت باعث به خطر افتادن عرض بیولوژیک و تحلیل مارژین استخوان می‌شود، در نهایت مارژین بافت نرم تحلیل می‌رود که روی زیبایی مؤثر است [۱۳، ۱۴].

با وجود روش‌های مختلفی که برای کنترل ریزنشت مورد استفاده قرار گرفته است هنوز هم ریزنشت یک چالش مهم در بین سیستم‌های ایمپلنت مختلف است.

در مطالعه Lorenzoni و همکاران [۱] جهت بررسی قابلیت سیل ایمپلنت و ارزیابی تطابق مارژینال آن دو گروه ایمپلنت SIN و Osseotite بررسی شدند. در این مطالعه جهت ارزیابی قابلیت سیل از روش نفوذ دای و جهت بررسی تطابق مارژینال از تصاویر SEM (Scanning electron microscopy) استفاده شد.

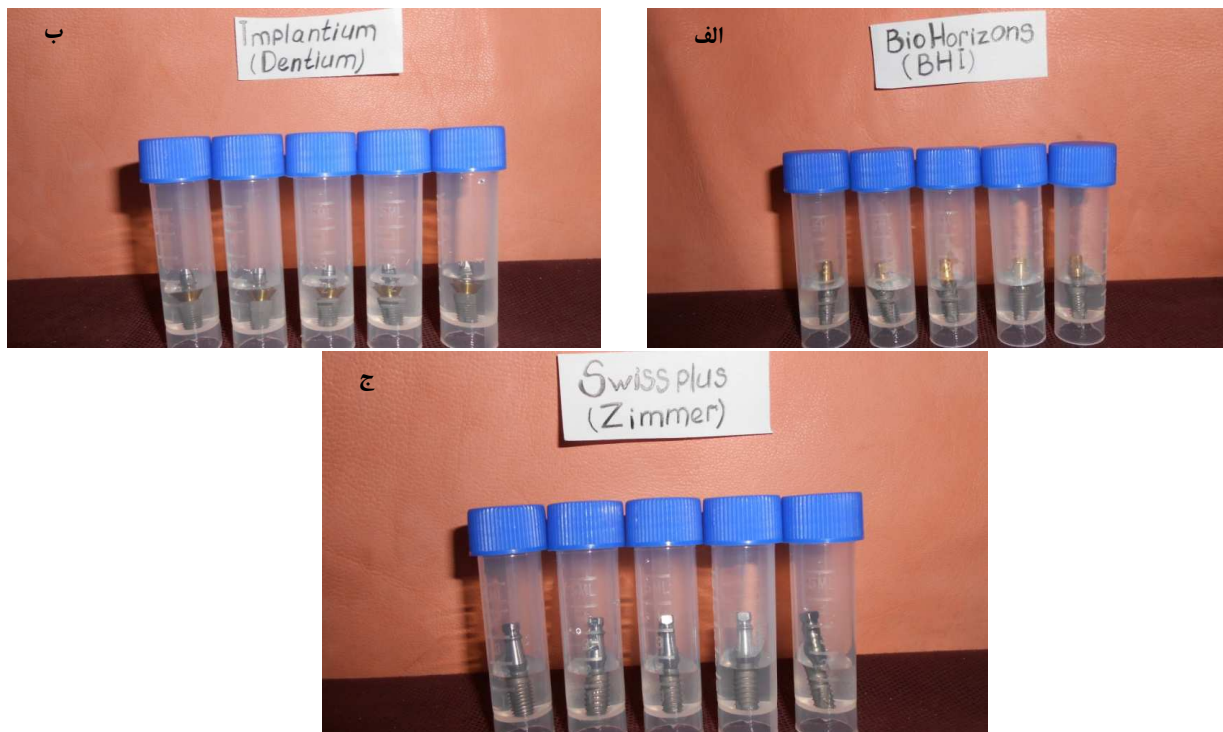
گرفت و در طول موج ۶۳۰ نانومتر توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر میزان ریزنشت رنگ تولوئیدین بلو در هر سیستم ایمپلنت اندازه‌گیری شد. داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۱/۵ (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, IL) و با آزمون آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها

در مطالعه حاضر میزان ریزنشت سه نوع ایمپلنت BioHorizons، Implantium و Swiss plus مورد بررسی قرار گرفت. جدول (۱) میزان ریزنشت ایمپلنت‌های مورد مطالعه را نشان می‌دهد.

در بررسی میزان ریزنشت در سه نوع سیستم ایمپلنت، آزمون آنالیز واریانس یک طرفه نشان داد که فقط در ساعت اول ($p \text{ value} = 0/01$)، ساعت سوم ($p \text{ value} = 0/011$) و ساعت ششم ($p \text{ value} < 0/001$) میزان ریزنشت معنی‌دار بود و در ساعات دیگر معنی‌دار نبود.

در بررسی میزان ریزنشت دو به دو ایمپلنت‌ها، آزمون آنالیز واریانس یک طرفه در سه مرحله اول مطالعه نشان داد که بین ایمپلنت‌های BioHorizons و Swiss plus در ساعات اول، سوم و ششم اختلاف معنی‌دار دارد ($p \text{ value} = 0/016$). در بین ایمپلنت‌های Implantium و Swiss plus در ساعات اول، سوم و ششم اختلاف معنی‌دار بود ($p \text{ Value} = 0/002$). اما اختلاف بین ایمپلنت‌های BioHorizons و Implantium در این ساعات معنی‌دار نبود ($p \text{ value} = 0/247$).



شکل ۱. قرارگیری ایمپلنتها در محلول ۲ سی سی آب مقطر خالص پس از تزریق ۱ میکرولیتر محلول تولوئیدین بلو در محفظه داخلی فیکسچرها به تفکیک سه سیستم ایمپلنت:

الف) BioHorizons (ب) Implantium (ج) Swiss plus

جدول ۱. میانگین \pm انحراف معیار ریزنشت سه نوع ایمپلنت در ساعات مطالعه

ایمپلنت	ساعت ۱	ساعت ۳	ساعت ۶	ساعت ۲۴	ساعت ۴۸	ساعت ۷۲	ساعت ۹۶	ساعت ۱۴۴	ساعت ۱۹۲	ساعت ۲۴۰
Implantium	$0.0012 \pm 0.0018^*$	$0.0012 \pm 0.001^*$	$0.0014 \pm 0.001^*$	0.009 ± 0.002	0.0092 ± 0.001924	0.01 ± 0.002	0.0096 ± 0.001	0.0096 ± 0.002	0.0104 ± 0.003	0.011 ± 0.003
BioHorizons	$0.0024 \pm 0.002^*$	$0.0028 \pm 0.003^*$	$0.0034 \pm 0.003^*$	0.0134 ± 0.004	0.0138 ± 0.00422	0.0136 ± 0.002	0.0142 ± 0.004	0.0138 ± 0.004	0.0146 ± 0.004	0.015 ± 0.004
Swiss plus	$0.0066 \pm 0.003^*$	$0.0102 \pm 0.003^*$	$0.0106 \pm 0.003^*$	0.0108 ± 0.001	0.0108 ± 0.002775	0.0112 ± 0.003	0.0104 ± 0.004	0.0114 ± 0.003	0.0128 ± 0.002	0.0132 ± 0.003

* مواردی که با ستاره مشخص شده‌اند دارای اختلاف معنی دار می‌باشند

نتایج این مطالعه نشان داد که در هر دو گروه و در تمام زمان‌های مطالعه نشت وجود داشت. همچنین تصاویر SEM فاصله میان ایمپلنت و اباتمنت (Gap) را در هر دو گروه نشان دادند [۱]. در مطالعه حاضر نیز تمامی ایمپلنت‌ها در تمامی ساعات مطالعه ریزنشت داشتند.

در مطالعه Harder و همکاران [۷] مقاومت دو سیستم ایمپلنت AstraTech و Ankylos با ارتباط داخلی مخروطی (Internal-conical) در مقابل نفوذ اندوتوکسین باکتریایی در شرایط استاتیک مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مطالعه بخش داخلی ۸ ایمپلنت از هر سیستم با اندوتوکسین آغشته گردید، سپس ایمپلنت‌ها و اباتمنت پیچ گشته و در شرایط ایزواستاتیک در آب مقطر قرار گرفتند. نمونه‌ها ۵ دقیقه، ۲۴ ساعت، ۷۲ ساعت و ۱۶۸ ساعت بعد از آب مقطر خارج گشته و میزان آلودگی آن‌ها به اندوتوکسین باکتریایی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج در این مطالعه نشان داد که تنها یک عدد از ایمپلنت‌های AstraTech پس از ساعت ۱۶۸، هیچ گونه آلودگی به اندوتوکسین باکتریایی نداشته و بقیه موارد همگی آلوده بودند. همچنین تمامی موارد ایمپلنت Ankylos پس از ۵ دقیقه آلودگی به اندوتوکسین را نشان دادند. در پایان نشان داده شد به طور میانگین ایمپلنت AstraTech نسبت به Ankylos مقاومت بیشتری به نفوذ اندوتوکسین دارد و اتصال داخلی مخروطی ایمپلنت - اباتمنت قادر به پیشگیری از نشت اندوتوکسین نیست [۷].

معضلی می‌باشد که در هر دو روش به آن پرداخته شده است. از این رو مطالعه Harder و همکاران [۷] با مطالعه حاضر همخوانی دارد.

در مطالعه Rimondini و همکاران [۲۵] ۸ عدد ایمپلنت دو قسمتی سیل شده به وسیله سیلیکون o-ring و ۹ عدد ایمپلنت بدون سیل در ۷ بیمار با بهداشت دهان مناسب مورد مطالعه قرار گرفتند.

۲ ماه پس از قراردادی پروتز در این بیماران، پروتز و پیچ داخلی ایمپلنت‌ها خارج گشته و آلودگی پیچ‌ها با SEM و Energy dispersive X ray analysis مورد ارزیابی قرار گرفت.

نتایج حاصل از این مطالعه آلودگی‌هایی بلوری شکل، که

شاید کلسیم یا فسفات بوده‌اند، در تمامی پیچ‌ها نشان داد. آلودگی میکروبی در گروه ایمپلنت‌های سیل نشده بالاتر بود، بنابراین گنجاندن قطعات پلیمری بین ایمپلنت - اباتمنت کلنی شدن باکتریایی را کاهش می‌دهد، اما تفاوتی بین شکل میکروبی در دو گروه ایمپلنت‌های سیل شده و سیل نشده وجود نداشت و در تمامی نمونه‌ها کوسه‌ها فراوان‌ترین شکل میکروبی حاضر بودند. در شرایط کلینیکی همواره نشت در بین سطح ایمپلنت و اباتمنت رخ می‌دهد، اگرچه میزان آلودگی در بیماران دارای بهداشت دهان مناسب محدودتر است [۲۵].

مقایسه مطالعه حاضر (میزان ریزنشت از طریق نفوذ رنگ بین ایمپلنت - اباتمنت) که روشی *in vitro* می‌باشد در مقابل مطالعه Rimondini و همکاران [۲۵] که روشی *in vivo* می‌باشد هر دو حاکی از این مسأله است که ریزنشت در هر دو روش *in vivo* و *in vitro* وجود دارد، هر چند که شرایط مطالعات انجام شده یکسان نبودند.

در مطالعه Gross و همکاران [۲۷] میزان ریزنشت در سطح ایمپلنت - اباتمنت ۵ سیستم ایمپلنت Sulzer, Branemark, Calcitek, 3i و ITI تحت نیروهای مختلف بستن پیچ بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داد با افزایش فشار بستن پیچ از ۱۰ نیوتن بر سانتی‌متر به ۲۰ نیوتن بر سانتی‌متر که توسط کارخانه‌های سازنده پیشنهاد شده بود، میزان ریزنشت به طرز چشمگیری کاهش یافت. ارتباط معنی‌داری میان نیروی بستن پیچ و ریزنشت و همچنین بین نوع ایمپلنت و ریزنشت وجود داشت [۲۷]. در مطالعه حاضر نیروی محکم کردن اباتمنت‌ها به ایمپلنت‌های مربوطه با تورک توصیه شده توسط کارخانه سازنده که ۳۰ نیوتن بر سانتی‌متر بود، توسط رچت مربوطه اعمال گردید که از این لحاظ با مطالعه Gross و همکاران [۲۷] متفاوت بود.

در مطالعه آزمایشگاهی Coelho و همکاران [۱۸] از روش نفوذ رنگ تولوئیدن بلو برای بررسی مقدار ریزنشت در سه سیستم ایمپلنت دندان *Replace select* (اتصال داخلی سه گوش) و *Straumann (morse taper)* و *Intralock* (اتصال داخلی شش گوش اصلاح شده) استفاده شد. نتایج مطالعات آن‌ها نشان داد که ریزنشت در بین دو سیستم *Straumann* و *Replace select* بیشتر از *Intralock* بود اگرچه در طول

مطالعه بر روی سایر انواع ایمپلنت نیز انجام شود و نتایج مقایسه گردد. پیشنهاد می‌گردد مطالعه‌ای به طریق میکروبی انجام شده و نتایج مورد مقایسه قرار گیرند. همچنین مطالعه مشابهی در محیط *in vivo* تحت اعمال نیروی دینامیک طراحی و انجام شود.

نتیجه‌گیری

در بین ایمپلنت‌های مورد مطالعه BioHorizons، Swiss plus و Implantium کمترین میزان ریزنشت در ساعت‌های ۱، ۳ و ۶ مربوط به سیستم Implantium و بیشترین در Swiss plus دیده شد. در ساعات دیگر در تمام سیستم‌های مورد مطالعه ریزنشت با گذشت زمان مشاهده شد.

زمان میزان ریزنشت در هر سه سیستم وجود داشت [۱۸]. در مطالعه حاضر از سیستم‌های ایمپلنت Implantium با اتصال Taperal conical connection، BioHorizons با اتصال Internal hexagon و ایمپلنت Swiss plus با اتصال Internal octagon استفاده شد. نتایج نشان داد که در سه ساعت اول ریزنشت در Implantium کمتر از دو سیستم دیگر بود، اگرچه در طول زمان ریزنشت در هر سه سیستم وجود داشت، بنابراین نتیجه مطالعه حاضر با مطالعه Coelho و همکاران [۱۸] همخوانی دارد.

از جمله محدودیت‌های مطالعه فعلی، عدم مقایسه میانگین ریزنشت هر سه سیستم ایمپلنت در طول ده دوره زمانی می‌باشد، پیشنهاد می‌شود به منظور بررسی دقیق‌تر و کامل‌تر در مطالعات آتی مورد ذکر شده، بررسی گردد. همچنین مشابه این

References

1. Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, et al. Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. *Int J Dent* 2011; 2011: 864183.
2. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int* 1985; 16(1): 39-42.
3. Torres JH, Mechali M, Romieu O, Tramini P, Callas S, Cuisinier FJ, et al. Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant-abutment connection tightness assessment. *Biomed Eng Online* 2011; 10: 28.
4. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001; 72(10): 1372-83.
5. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003; 82(3): 232-7.
6. Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(11): 1141-7.
7. Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 2010; 14(4): 427-32.
8. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85(5): 473-8.
9. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(4): 527-40.
10. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(12): 1276-84.
11. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006; 15(3): 298-304.
12. Quirynen M, van SD. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4(3): 158-61.
13. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(2): 113-9.
14. Small PN, Tarnow DP. Gingival recession around implants: a 1-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 527-32.

15. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1): 35-9.
16. O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int* 2000; 31(4): 249-56.
17. Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ, Howe LC, Ide M, Wilson RF. A clinical, radiographic, and microbiologic comparison of Astra Tech and Branemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2(2): 78-84.
18. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008; 35(12): 917-24.
19. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. An evaluation of the quality of root fillings in mandibular incisors and maxillary and mandibular canines using different methodologies. *J Dent* 2005; 33(8): 683-8.
20. Park DS, Lee HJ, Yoo HM, Oh TS. Effect of Nd:YAG laser irradiation on the apical leakage of obturated root canals: an electrochemical study. *Int Endod J* 2001; 34(4): 318-21.
21. Bal AS, Hicks ML, Barnett F. Comparison of laterally condensed .06 and .02 tapered Gutta-Percha and sealer in vitro. *J Endod* 2001; 27(12): 786-8.
22. Barthel CR, Zimmer S, West G, Roulet JF. Bacterial leakage in obturated root canals following the use of different intracanal medicaments. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16(6): 282-6.
23. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 523-30.
24. Lee JY, Park HJ, Kim JE, Choi YG, Kim YS, Huh JB, et al. A 5-year retrospective clinical study of the Dentium implants. *J Adv Prosthodont* 2011; 3(4): 229-35.
25. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol* 2001; 72(12): 1652-7.
26. Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5(1): 30-6.
27. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(1): 94-100.
28. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005; 31(6): 269-75.

In vitro evaluation of microleakage at implant– abutment interface in three different implant systems using dye penetration technique

Farshad Bajoghli, Ehsan Ghasemi*, Mostafa Khani, Mahmoud Sabouhi, Majid Boozari, Sayed Mahdi Ghasemi

Abstract

Introduction: Precise fit between implant components is an important factor for successful implant treatment. The aim of this study was to determine microleakage of Biohorizons, Implantium and Swiss Plus implant systems.

Materials and Methods: In this experimental study, 5 implant fixtures from 3 implant systems were subjected to dye penetration test. One μL of 0.1% Toluidine blue solution was injected into implant fixtures using an electronic pipette. The corresponding abutments were subsequently screwed onto the implants with a torque of 30 N. Implant–abutment complexes were placed in 2 mL of distilled water. The amount of leakage of Toluidine blue (TB) was measured by a spectrophotometer at 630 nm at 1-, 3-, 6-, 24-, 48-, 72-, 96-, 144-, 192- and 240-hour intervals after incubation. Calibration curve and a linear equation were obtained by Excel software. Data were analyzed with SPSS 11.5 using ANOVA ($\alpha = 0.05$).

Results: In the three implant systems evaluated microleakage was only statistically significant at hours 1 (p value = 0.01), 3 (p value = 0.011) and 6 (p value = 0.000). Two-by-two comparisons between the implant systems during the first three hours showed the highest microleakage with Swiss Plus and the least microleakage with Implantium systems. However, after the first three hours the differences were not statistically significant between the three implant systems.

Conclusion: Among the three implant systems evaluated the least and highest microleakage scores at 1-, 3- and 6-hour intervals were observed with the Implantium and Swiss Plus systems, respectively. All the implant systems exhibited microleakage with time.

Key words: Dental implant–abutment connection, Microleakage, Spectrophotometry

Received: 27 Nov, 2012

Accepted: 5 Mar, 2013

Address: Assistant Professor, Dental Materials Research Center, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Email: e_ghasemi@dnt.mui.ac.ir

Citation: Bajoghli F, Ghasemi E, Khani M, Sabouhi M, Boozari M, Ghasemi SM. In vitro evaluation of microleakage at implant– abutment interface in three different implant systems using dye penetration technique. J Isfahan Dent Sch 2013; 9(1): 28-36.