



مجله دندانپزشکی



دانشگاه علوم پزشکی مشهد

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد

دارای رتبه علمی - پژوهشی

شماره ۱

۱۳۹۴



تأثیر دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات فلزی بر ثبات رنگ کامپوزیت رزین

فرزانه احراری*، ندا اسلامی*#، رویا زمانی**

* استادیار ارتودانتیکس، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران
 ** دستیار تخصصی گروه بیماری‌های دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران
 تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۱۴ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۱

The Effect of Mouthrinses Containing Metal Nanoparticles on Color Stability of Composite Resin

Farzaneh Ahrari*, Neda Eslami*#, Roya Zamani**

* Assistant Professor of Orthodontics, Dental Research Center, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

** Postgraduate Student, Dept of Oral & Maxillofacial Medicine, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Received: 5 July 2014 ; Accepted: 22 November 2014

Introduction: It has been demonstrated that nanoparticle-containing mouthrinses could be effective for plaque control. This study aimed to evaluate the color stability of a dental composite after exposure to several colloidal solutions containing nanoparticles.

Materials & Methods: The composite specimens were prepared and immersed in distilled water for 24 hours. Then, the colors of all specimens were assessed according to the CIELAB system (First stage; baseline). Afterwards, the specimens were immersed for 24 hours in mouthrinses containing nanoTiO₂, nanoZnO, nanoAg, nanoCuO, chlorhexidine (positive control) or distilled water (negative control) and color assessment was performed again (second stage; after immersion in mouthrinse). Finally, the teeth were brushed with an electrical toothbrush for 1 minute, and color measurement was performed again. The level of color change between different treatments stages was compared among the study groups using ANOVA and Tukey test ($\alpha=0.05$)

Results: ANOVA showed significant between-group differences in the color change among different treatment stages ($P<0.05$). The color change between the first and second stages was significantly lower in chlorhexidine and silver mouthwash compared to CuO and TiO₂ mouthwashes. Discoloration in all groups was significantly greater than distilled water ($P<0.05$). The color change between the first and third stages was statistically comparable in all mouthrinse groups, and was significantly greater than distilled water ($P<0.05$).

Conclusion: Nanoparticle-containing mouthwashes exhibited the same or even greater staining effect compared to chlorhexidine. Tooth brushing had little effect on stain removal from the composite specimens.

Key words: Nanoparticles, mouthrinse, colorimetry, dental composite.

Corresponding Author: islamin@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 1-8 .

چکیده

مقدمه: نشان داده شده است که دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات فلزی می‌توانند به صورتی موثر در کنترل پلاک دندان عمل نمایند. هدف از این تحقیق بررسی ثبات رنگ یک نوع ماده کامپوزیت بعد از مجاورت با چند محلول کلونی‌دال حاوی ذرات نانو بود.

مواد و روش‌ها: ابتدا نمونه‌های کامپوزیتی تهیه و به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر نگهداری شدند. سپس رنگ تمام نمونه‌ها بر اساس سیستم CIELAB تعیین گردید (مرحله اول: ابتدای کار). در مرحله بعد، نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات اکسید تیتانیوم، اکسید روی، نقره، اکسید مس، کلر هگزیدین (کنترل مثبت) یا آب مقطر (کنترل منفی) غوطه‌ور شدند و مجدداً سنجش رنگ انجام شد (مرحله دوم؛ بعد از قرار دادن در دهان‌شویه). سپس سطح نمونه‌ها توسط مسواک برقی به مدت ۱ دقیقه تمیز شد و نمونه‌ها برای سومین بار

مولف مسؤول، نشانی: مشهد، دانشکده دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی ارتودنسی، تلفن: ۰۵۱-۳۸۸۲۹۵۰۱-۱۵

E-mail: islamin@mums.ac.ir

رنگ‌سنجی شدند (مرحله سوم؛ پس از مسواک زدن). میزان تغییر رنگ در میان گروه‌های مختلف با استفاده از آزمون واریانس یک عاملی (ANOVA) و پس آزمون توکی مقایسه گردید. ($\alpha=0/05$)

یافته‌ها: آزمون ANOVA تفاوت معنی‌داری را در تغییر رنگ بین مراحل مختلف درمان در میان گروه‌های مختلف نشان داد ($P<0/05$). تغییر رنگ بین مرحله اول و دوم در دهان‌شویه‌های نقره و کلرهگزیدین به صورت قابل توجهی کمتر از دهان‌شویه‌های اکسید مس و اکسید تیتانیوم و در تمام گروه‌ها به صورت قابل توجهی بیشتر از آب مقطر بود ($P<0/05$). تغییر رنگ بین مراحل اول و سوم در تمام گروه‌های دهان‌شویه از لحاظ آماری در یک سطح و به صورت قابل توجهی بیشتر از گروه آب مقطر بود ($P<0/05$).

نتیجه‌گیری: دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات فلزی تغییر رنگی در حد کلرهگزیدین و بیشتر نشان دادند. مسواک زدن تأثیر اندکی در برداشتن رنگ از روی نمونه‌های کامپوزیت داشت.

واژه‌های کلیدی: نانوذرات، دهان‌شویه، کالریمتری، کامپوزیت دندانپزشکی.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۸-۱.

مقدمه

سبب محدودیت استفاده از آنها شده است. کلر هگزیدین از جمله همین دهان‌شویه‌ها می‌باشد. کلرهگزیدین از گروه آنتی‌سپتیک‌های با بیس بیگوانید بوده و بر روی طیف وسیعی از باکتری‌ها، کاندیدا و برخی از ویروس‌ها از جمله ویروس مولد ایدز و هپاتیت موثر می‌باشد و از تشکیل پلاک و جینجیوایتیس جلوگیری می‌کند. از مزایای کلرهگزیدین اتصال و چسبندگی محکم آن به اغلب نواحی دهان می‌باشد که باعث می‌شود این ماده پس از مصرف به تدریج و آهسته آزاد گردد و در یک محدوده زمانی، دائماً محیط ضد میکروبی در دهان فراهم آورد. علت چسبندگی کلرهگزیدین را به خاصیت کاتیونی آن نسبت می‌دهند که باعث اتصال آن به گروه‌های آنیونیک موجود در گلیکوپروتئین‌ها و فسفوپروتئین‌های سطح مخاط دهانی می‌گردد. محققین بر این عقیده هستند که مکانیزم اثر کلرهگزیدین در ارتباط با تمایل شدید این ماده برای چسبندگی و اتصال قوی به غشاء باکتری‌ها است. متأسفانه عوارض جانبی چون تغییر رنگ دندان‌ها، استفاده معمول از این دهان‌شویه را به عنوان عامل کنترل پلاک محدود کرده است. کلرهگزیدین موجب پدید آمدن رنگ قهوه‌ای بر روی دندان‌ها و پرکردگی‌های همرنگ دندان، مخاط دهان و زبان می‌شود. (۸-۴) این امر به اتصال

پوسیدگی دندان و مشکلات پرئودنتال شایع‌ترین بیماری‌های دهان و دندان در جهان محسوب می‌شود و در بسیاری از کشورها به عنوان یک موضوع مهم بهداشتی مطرح می‌باشد. اگرچه استراتژی‌های مختلفی برای جلوگیری یا کاهش این بیماری‌ها پیشنهاد شده است، روش‌های مکانیکی کنترل پلاک از جمله مسواک زدن و استفاده از تمیزکننده‌های بین‌دندانی همچنان به عنوان استاندارد طلایی در این زمینه در نظر گرفته می‌شوند. (۱) با وجود این، در برخی بیماران از جمله افراد کم توان یا آنهایی که به تازگی تحت تروما یا جراحی دهان قرار گرفته‌اند، کنترل پلاک دندان با روش‌های مکانیکی به طور مناسب امکان‌پذیر نیست. (۲)

در این موارد، روش‌های شیمیایی کنترل پلاک مانند استفاده از دهان‌شویه به عنوان محلول ضد عفونی کننده می‌تواند در کنترل پلاک موثر واقع شود. در افرادی که استعداد زیادی به تشکیل پوسیدگی دارند و یا بیمارانی که تحت درمان ارتودنسی ثابت می‌باشند، دهان‌شویه‌ها به صورت مرسوم به عنوان یک ابزار کمکی در کنترل پلاک دندان تجویز می‌شوند. (۳) با وجود این، عوارض ناشی از برخی دهان‌شویه‌ها از جمله تغییر رنگ و طعم ناخوشایند

ثبات رنگ مواد ترمیمی انجام نشده است. بنابراین، هدف از این تحقیق بررسی اثرات چند دهان‌شویه جدید حاوی نانوذرات اکسید مس، اکسید روی، اکسید تیتانیوم و نقره روی ثبات رنگ کامپوزیت دندانپزشکی بود. فرضیه اولیه این مطالعه بر این اساس بود که دهان‌شویه حاوی نانوذرات فلزی مذکور تاثیری بر ثبات رنگ کامپوزیت رزین ندارند.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی تعداد شصت نمونه کامپوزیتی آماده سازی و مورد رنگ‌سنجی قرار گرفت. جهت تهیه نمونه‌های کامپوزیتی، از کامپوزیت هیبرید میکروفیل (GC Dental Products GradiaDirect Corp., Tokyo, Japan) استفاده شد. نمونه‌های کامپوزیتی با قطر ۱۰ mm و ضخامت ۲ mm به کمک یک حلقه فلزی تهیه شدند. برای این منظور حلقه فلزی به وازلین آغشته شد و روی اسلب شیشه‌ای قرار گرفت. داخل حلقه با رزین کامپوزیت پر شد و روی آن نوار ماتریکس شفاف و سپس یک اسلب شیشه‌ای دیگر قرار گرفت (تصویر ۱).



تصویر ۱: نمونه کامپوزیتی آماده شده

پس از خروج اضافات رزین، نمونه کیور گردید. کیورینگ توسط دیود نوری Bluephase C8 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) با شدت ۶۵۰ mW/cm² به مدت ۲۰ ثانیه انجام شد، به طوری که فاصله نوک دستگاه تا نمونه‌ها ۱ mm بود.^(۱۶، ۱۸)

گروه‌های کاتیونی کلرهگزیدین به فاکتورهای موجود در رژیم غذایی مانند گالیک اسید و تانیس و رسوب این فاکتورهای رنگی بر دندان‌ها و مخاط نسبت داده می‌شود و شدت آن بستگی به مقدار ماده مصرفی و زمان مصرف آن دارد.^(۹)

یکی از مهمترین پیشرفت‌ها در عرصه مواد دندانپزشکی به کارگیری نانوتکنولوژی است. طراحی، ساخت، توسعه و استفاده از محصولات که اندازه آنها در بازه ۰/۱ تا ۱۰۰ نانومتر قرار دارد را نانوتکنولوژی می‌گویند. خواص باکتریوسیدی و باکتریوستاتیکی دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات فلزی در یک تحقیق پیشین نشان داده شده است.^(۱۰) استفاده از نانوذرات فلزی به صورت دهان‌شویه جدید یا در ترکیب با دهان‌شویه‌های فعلی ممکن است به صورت یک ابزار موثر در کنترل پلاک و جایگزینی مناسب برای دهان‌شویه‌های مرسوم عمل نماید. در این صورت بررسی هر گونه عارضه جانبی احتمالی مربوط به این دهان‌شویه‌ها از جمله تغییر رنگ مواد ترمیمی ضروری می‌باشد.

مطالعات قبلی در زمینه رنگ‌پذیری مواد ترمیمی عمدتاً مربوط به بررسی تغییر رنگ‌های ناشی از دهان‌شویه‌های کلرهگزیدین و فلوراید^(۱۱-۱۳) یا بررسی ثبات رنگ مواد ترمیمی در مجاورت نوشیدنی‌های مختلف^(۱۴-۱۸) بوده است. نتیجه اکثر این مطالعات تغییر رنگ مواد ترمیمی بعد از قرار گرفتن در مجاورت دهان‌شویه کلرهگزیدین بوده است. از طرفی بیشترین تغییر رنگ کامپوزیت رزین به ترتیب در اثر نوشیدنی‌های زیر مشاهده شده بود.

شراب <قهوه> چای <نوشابه> آب.^(۱۴)

بر طبق اطلاعات نویسندگان، تاکنون مطالعه‌ای در زمینه تأثیر محلول‌های کلونیدال حاوی ذرات نانو روی

وسط سطح نمونه کامپوزیتی استفاده شد. سپس نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت^(۱۶ و ۱۸-۱۴) در ۲۰ ml از محلول‌های گروه‌های اول تا ششم غوطه ور شدند و در این مدت هر ۳ ساعت محلول‌ها تکان داده می‌شد تا هموژن گردند. نمونه‌ها به مدت ۱ دقیقه با آب شسته شده و خشک شدند و مجدداً توسط اسپکتروفوتومتر سنجش رنگ انجام شد (مرحله دوم [T2]؛ بعد از قرارگیری در دهان‌شویه). در نهایت، سطح نمونه‌ها توسط مسواک برقی Oral B به مدت ۱ دقیقه تمیز شد. برای یکسان بودن میزان خمیر دندان، در تمام گروه‌ها ۱ cm خمیر دندان Crest مورد استفاده قرار گرفت. سپس دندان‌ها به مدت ۱ دقیقه شسته شده و خشک شدند و مجدداً مورد آزمایش سنجش رنگ قرار گرفتند (مرحله سوم [T3]؛ بعد از مسواک زدن).

به منظور کاهش خطای اندازه‌گیری رنگ‌سنجی در هر نمونه دو بار انجام شد و میانگین مقادیر a ، b و L مربوط به هر نمونه محاسبه گردید. میزان تغییر رنگ (ΔE) بین مراحل مختلف درمان بر اساس فرمول زیر تعیین شد:

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2}$$

توزیع نرمال داده‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov تأیید شد ($P > 0.05$). برای تعیین تفاوت بین گروه‌ها در تغییر رنگ بین مراحل مختلف درمان از آزمون واریانس یک عاملی و پس از آزمون توکی استفاده شد و سطح معنی داری $P < 0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی شامل میانگین، انحراف معیار و نتایج آزمون آماری در ارتباط با تغییر رنگ گروه‌های مورد بررسی بین مراحل مختلف درمان در جدول ۱ ارائه شده است. آزمون واریانس یک عاملی اختلاف معنی‌داری را میان گروه‌های مختلف در تغییر رنگ بین مراحل اول و دوم ($P < 0.001$)، دوم و سوم ($P < 0.001$) و اول و سوم

نانوذرات اکسید تیتانیوم (TiO_2)، اکسید روی (ZnO)، نقره (Ag) و اکسید مس (CuO) به صورت از پیش ساخته شده با خلوص بیشتر از ۹۹٪ از شرکت آراز تجهیز خریداری شدند. در مرحله بعد با اضافه کردن نانوذرات فلزی به بیس آبی در دانشکده داروسازی مشهد محلول‌های کلئوئیدال نانو تهیه شد. برای این منظور، نمک‌های فلزی در داخل آب توسط جریان الکتریسیته احیا شدند. محلول‌های کلئوئیدال حاوی ذرات نانو در این مطالعه با غلظت اولیه ۲۵ ppm تهیه و قبل از انجام آزمایشات با اتوکلاو استریل شدند. جهت بررسی توزیع اندازه ذره‌ای و تایید توانایی فرمولاسیون جهت تهیه ذرات نانومتری دستگاه Particle size analyzer مورد استفاده قرار گرفت. میانگین اندازه ذرات نانو اکسید روی ۲۵ نانومتر، ذرات نانوی اکسید مس و تیتانیوم ۶۰-۴۰ نانومتر و ذرات نانوی نقره ۶۰-۵۰ نانومتر تعیین گردید.

پس از تهیه نانوذرات به صورت محلول کلئوئیدال، ۶ گروه متفاوت ایجاد شد: گروه اول: محلول کلئوئیدال حاوی نانوذرات اکسید تیتانیوم؛ گروه دوم: محلول کلئوئیدال حاوی نانوذرات اکسید روی؛ گروه سوم: محلول کلئوئیدال حاوی نانوذرات نقره؛ گروه چهارم: محلول کلئوئیدال حاوی نانوذرات اکسید مس؛ گروه پنجم: دهان‌شویه کلر هگزیدین دی گلوکونات ۰/۲٪ (کنترل مثبت) و گروه ششم: آب مقطر (کنترل منفی).

تعداد ۱۰ نمونه کامپوزیتی در هر گروه مورد رنگ‌سنجی قرار گرفت. نمونه‌های کامپوزیتی پس از آماده‌سازی، به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای 37°C نگهداری شدند. سپس رنگ تمام نمونه‌ها توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر (Easys shade, Vita-Zahnfabrik, Germany) بر اساس سیستم CIELAB تعیین گردید (مرحله اول [T1]؛ ابتدای کار). برای رنگ‌سنجی از قسمت

($P < 0/001$) نشان داد.

نمونه‌های کامپوزیت در تمام گروه‌های دهان‌شویه از لحاظ آماری در یک سطح و به صورت قابل توجهی بیشتر از گروه آب مقطر بود ($P < 0/05$) (جدول ۱).

بحث

تغییر رنگ دندان‌ها به ویژه تغییر رنگ‌های ناشی از دهان‌شویه‌ها جزو مواردی هستند که برای بیماران آزاردهنده می‌باشند. Eriksen و Nordbo^(۴) پیشنهاد کردند که حداقل سه مکانیسم در تشکیل رنگدانه‌های خارجی دخالت دارند که عبارتند از: تولید اجزای رنگی در پلاک به وسیله باکتری‌های کروموژن، باقی ماندن مواد رنگی موجود در رژیم غذایی و تشکیل محصولات رنگی ناشی از تغییر شکل اجزای پلیکل. به دلیل محدودیت‌های کنترل مکانیکی پلاک دندانی، امروزه توجه محققین به دهان‌شویه‌های شیمیایی و ارزیابی تأثیر آنها رو به فزونی گذاشته است.

با ورود فناوری نانو به عرصه دانش بشری و استفاده از آن در پیشرفت علوم زیستی و پزشکی، علم دندان پزشکی نیز از این فن‌آوری بی‌نصیب نمانده است.

در ارتباط با تغییر رنگ بین مراحل اول (ابتدای کار) و دوم (پس از قرارگیری در دهان‌شویه)، آزمون توکی نشان داد که میزان تغییر رنگ در دهان‌شویه کلرگزیدین و دهان‌شویه حاوی نانوذرات نقره به طور معنی‌داری کمتر از دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات مس و نانوذرات تیتانیوم بود ($P < 0/05$) و در عین حال تمام گروه‌ها تغییر رنگ بیشتری نسبت به گروه آب مقطر نشان دادند ($P < 0/05$) (جدول ۱).

در بررسی تغییر رنگ بین مرحله دوم (پس از قرارگیری در دهان‌شویه) و سوم (پس از مسواک زدن)، آزمون توکی تفاوت معنی‌داری را بین گروه آب مقطر و دهان‌شویه حاوی نانوذرات اکسید مس (CuO) نشان داد، به طوری که میزان تغییر رنگ در دهان‌شویه حاوی نانوذرات اکسید مس به صورت قابل توجهی بیشتر از گروه آب مقطر بود ($P < 0/05$) (جدول ۱).

مقایسه دو به دوی گروه‌ها از نظر تغییر رنگ بین مراحل اول و سوم نشان داد که میزان تغییر رنگ

جدول ۱: میانگین، انحراف معیار و نتایج آزمون آماری در ارتباط با تغییر رنگ نمونه‌های کامپوزیت بین مراحل مختلف درمان در گروه‌های مورد بررسی

	ΔE_{T1-T3}			ΔE_{T2-T3}			ΔE_{T1-T2}			
	مقایسه	انحراف	میانگین	مقایسه	انحراف	میانگین	مقایسه	انحراف	میانگین	
	دویدو*	معیار		دویدو*	معیار		دویدو*	معیار		
	b	۱/۷۷	۱۴/۷۱	a,b	۱/۲۱	۱/۸۴	c	۱/۵۳	۱۵/۹۶	TiO
	b	۱/۵۳	۱۳/۷۱	a,b	۰/۶۵	۲/۰۹	b,c	۱/۴۲	۱۳/۹۹	ZnO
	b	۱/۸۴	۱۴/۲۸	a,b	۰/۵۲	۲/۰۱	b	۱/۸۱	۱۲/۴۶	Ag
	b	۲/۱۵	۱۴/۷۱	b	۲/۶۳	۳/۲۳	c	۲/۳۸	۱۵/۵۸	CuO
	b	۱/۵۸	۱۴/۲۳	a,b	۰/۶۴	۱/۵۳	b	۱/۵۸	۱۲/۸۷	CHX
	a	۰/۶۹	۱/۳۴	a	۰/۸۹	۱/۰۹	a	۰/۴۶	۱/۱۲	H ₂ O
	$P < 0/001$ و $F = ۸۱/۳۰$			$P < 0/001$ و $F = ۳/۳۲$			$P < 0/001$ و $F = ۱۱۳/۱۴$			ANOVA

* آزمون توکی؛ گروه‌هایی که با حروف غیر یکسان مشخص شده‌اند، تفاوت معنی‌دار با یکدیگر دارند، در حالی که گروه‌های دارای حروف یکسان از لحاظ آماری تفاوت معنی‌دار ندارند.

در بررسی تغییر رنگ بین مرحله اول (ابتدای کار) و دوم (بعد از قرار دادن در دهان‌شویه) تفاوت معنی‌داری بین گروه آب مقطر و سایر دهان‌شویه‌ها مشاهده شد. همچنین میزان تغییر رنگ در دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات نقره و کلرگزیدین به صورت قابل توجهی کمتر از دهان‌شویه‌های حاوی نانوذرات اکسید مس و تیتانیوم بود، در حالی که میزان تغییر رنگ در دهان‌شویه حاوی نانوذرات اکسید روی مابین این گروه‌ها بود و تفاوت معنی‌داری با آنها نداشت. ترتیب تغییر رنگ بین مرحله اول و دوم در نمونه‌های کامپوزیت به ترتیب زیر بود:

$$\text{TiO}_2 \cong \text{CuO} > \text{Ag} \cong \text{ChX} > \text{H}_2\text{O}$$

در سیستم CIELAB، اگر ΔE برابر و یا بالاتر از ۳/۷ باشد، تغییر رنگ از لحاظ بالینی محسوس و بنابراین غیرقابل قبول در نظر گرفته می‌شود.^(۱۹) در این مطالعه تغییر رنگ بین مرحله اول و دوم در تمام دهان‌شویه‌های مورد بررسی بیشتر از ۳/۷ بود. به عبارت دیگر از لحاظ بالینی تغییر رنگ کامپوزیت در اثر استفاده از تمام دهان‌شویه‌ها محسوس بود و در این میان دهان‌شویه‌های حاوی نانو ذرات TiO_2 و CuO بیشترین تغییر رنگ را در نمونه‌های کامپوزیتی ایجاد کرده بودند. با توجه به این که خواص مختلف دهان‌شویه‌های حاوی ذرات نانو برای اولین بار در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت، امکان مقایسه نتایج این مطالعه با سایر مطالعات وجود ندارد.

در بررسی تغییر رنگ بین مرحله دوم و سوم (بعد از مسواک زدن) تفاوت معنی‌داری بین گروه آب مقطر و دهان‌شویه حاوی نانو ذرات اکسید مس مشاهده شد، به طوری که میزان تغییر رنگ بین مرحله دوم و سوم در گروه دهان‌شویه حاوی نانوذرات مس به صورت قابل توجهی بیشتر از گروه آب مقطر بود. به طور کلی مقادیر تغییر رنگ بین مرحله دوم و سوم بسیار کمتر از مراحل

در یک مطالعه که اخیراً صورت گرفته است، خواص آنتی باکتریال برخی از دهان‌شویه‌های حاوی ذرات نانو بر علیه استرپتوکوک موتانس و استرپتوکوک سانگوئیس، برای اولین بار مورد بررسی قرار گرفت^(۱۰) طبق این مطالعه دهان‌شویه حاوی نانوذرات دی اکسید تیتانیوم بیشترین کاهش را در تعداد کلونی‌های استرپتوکوک سانگوئیس نشان داد. در مطالعه حاضر اثر رنگ‌زایی دهان‌شویه‌های نانو که یک عارضه جانبی مهم هر نوع دهان‌شویه می‌باشد، مورد بررسی قرار گرفت. البته سایر خواص این دهان‌شویه‌ها، از قبیل سازگاری زیستی و تغییر در حس چشایی نیز باید در مطالعات بعدی ارزیابی شود. در این مطالعه، تغییر رنگ نمونه‌های کامپوزیتی در اثر دهان‌شویه‌های حاوی ذرات نانوی فلزی (دی اکسید تیتانیوم، اکسید روی، نقره و اکسید مس) با کلرگزیدین (کنترل مثبت) و آب مقطر (کنترل منفی) مقایسه شد. رنگ‌سنجی در مرحله اول به عنوان بیس لاین قبل از قرارگیری در داخل محلول‌ها، در مرحله دوم پس از ۲۴ ساعت غوطه‌وری درون محلول‌ها و در مرحله سوم بعد از مسواک زدن انجام شد و تغییر رنگ بین مرحله اول و دوم، بین مرحله دوم و سوم و بین مرحله اول و سوم مورد مقایسه قرار گرفت. رنگ‌سنجی در این مطالعه توسط دستگاه اسپکتروفوتومتر EasyShade و بر طبق سیستم رنگی CIELAB انجام شد. سیستم رنگی CIELAB برای اندازه‌گیری رنگ بر پایه ادراک انسان ایجاد شده است و امروزه به طور وسیع برای سنجش رنگ مورد استفاده قرار می‌گیرد. مطابق تحقیق Liena و همکاران^(۱۹)، Easy Shade از قابلیت تکرار بالایی برخوردار است و بنابراین می‌تواند در مطب برای ارزیابی رنگ دندان یا بررسی تغییرات بعد از درمان به کار رود. این وسیله خطاهای احتمالی سنجش رنگ به وسیله چشم را کاهش می‌دهد.

کیفیت سطحی کامپوزیت و بنابراین رنگ‌پذیری آن اثر بگذارند.^(۲۲) کامپوزیت مورد استفاده در مطالعه ما از نوع هیبرید میکروفیل با ماتریکس اورتان دی متاکریلات (UDMA) و فیلرهای Pre-polymerized بود. نشان داده شده است که خصوصیات ماتریکس رزین، به خصوص سرعت جذب آب، نقش مهمی را در استعداد به رنگ‌پذیری بازی می‌کند.^(۲۰،۲۲) به نظر می‌رسد BIS- GMA بیشتر از UDMA ثبات رنگ داشته باشد که این به علت قابلیت انحلال کم و جذب آب پایین آن می‌باشد. Imamura و همکاران^(۲۱) در مطالعه خود کمترین تغییر رنگ کامپوزیت‌های دارای فیلر Pre-polymerized مشاهده کردند. در مورد کامپوزیت‌های لایت کیور نیز میزان Conversion تاثیر زیادی بر مقاومت کامپوزیت به تغییر رنگ دارد.^(۲۳،۲۴)

محلول‌های کلونیدال حاوی ذرات نانو در این مطالعه با غلظت اولیه ۲۵ppm تهیه شدند که بسیار بالاتر از غلظت موثر باکتری‌سیدال و باکتریوستاتیک آنها در برابر باکتری‌های شایع در محیط دهان می‌باشد. بنابراین منطقی به نظر می‌رسد که تغییر رنگ ایجاد شده توسط آنها در مقایسه با دهان‌شویه‌هایی که با غلظت موثر ذرات نانو ساخته شده باشند، به مراتب بیشتر باشد. پیشنهاد می‌شود که در تحقیقات بعدی اثر رنگ‌زایی دهان‌شویه‌های نانو در غلظت موثر باکتری‌سیدال و باکتریوستاتیک بررسی شود.

نتیجه‌گیری

دهان‌شویه‌های نانو با غلظت ۲۵ ppm تغییر رنگی در حد کلرگزیدین و بیشتر نشان دادند. مسواک زدن تأثیر اندکی در برداشتن رنگ از روی نمونه‌ها داشت.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از حمایت‌های مالی مرکز تحقیقات

اول و دوم بود که این بدان معنا است که قسمت عمده تغییر رنگ ناشی از دهان‌شویه‌های فوق با مسواک زدن برداشته نشده بود. در این بین بیشترین تأثیر مسواک بر تغییر رنگ ناشی از دهان‌شویه حاوی نانو ذرات مس بود. Ertas و همکاران^(۱۴) در مطالعه خود در مورد تغییر رنگ رزین کامپوزیت در اثر نوشیدنی‌های مختلف، به این نتیجه رسیدند که تغییر رنگ کامپوزیت توسط چای، به خاطر جذب سطحی مواد رنگی قطبی (Polar) به سطح رزین کامپوزیت، می‌تواند توسط مسواک زدن برداشته شود، در حالی که تغییر رنگ با قهوه به خاطر هم جذب سطحی و هم جذب عمقی مواد رنگی قطبی به داخل کامپوزیت ایجاد می‌شود. این جذب سطحی و نفوذ مواد رنگی به داخل فاز آلی احتمالاً به علت سازگاری فاز پلیمر با رنگدانه‌های زرد موجود در قهوه است.^(۱۴)

با توجه به عدم وجود مطالعات مشابه در مورد مکانیسم تغییر رنگ کامپوزیت و دندان توسط ذرات نانوی فلزی، دلیل مقاومت در برابر حذف تغییر رنگ ایجاد شده نیاز به مطالعات بیشتر دارد.

در بررسی تغییر رنگ بین مرحله اول و سوم تفاوت معنی‌داری بین گروه آب مقطر و سایر گروه‌ها مشاهده شد، به طوری که میزان تغییر رنگ کامپوزیت در تمام گروه‌های دهان‌شویه در یک سطح و به صورت قابل توجهی بیشتر از گروه آب مقطر بود و این نشان می‌دهد که تمام دهان‌شویه‌ها سبب تغییر رنگ محسوس کامپوزیت دندانپزشکی می‌شوند و نیز این که مسواک زدن در حذف رنگ از روی نمونه‌های کامپوزیتی تأثیر اندکی دارد.

ساختار یک رزین کامپوزیت و مشخصات ذرات آن از جمله سایز و نوع فیلر بر صافی سطح و حساسیت به رنگ‌پذیری خارجی تأثیرگذار است.^(۲۰،۲۱) علاوه بر ترکیب مواد، روش‌های پرداخت نیز ممکن است روی

دندانپزشکی و معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد قدردانی می‌گردد. این مقاله منتج از پایان نامه دوره دکترای عمومی به شماره ۲۶۰۳ دندانپزشکی است که در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی مشهد به ثبت رسیده است.

منابع

- Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and debonding. *Am J Orthod* 1982; 81(2): 93-8.
- Wenns JL, He L, Grondahl K. Periodic subgingival antimicrobial irrigation of periodontal pockets: Clinical observation. *J Clin Periodontol* 1987; 14(9): 573-80.
- Walker MP, Riedel K, Ellis M, Fricke B. Mechanical properties and surface characterization of beta titanium and stainless orthodontic wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod* 2007; 77(2): 342-8.
- Eriksen HM, Nordbø H. Extrinsic discoloration of teeth. *J Clin Periodontol* 1978; 5: 229-32.
- Paknejad M, Jafarzade Ts, Shamloo Am. Comparison of the efficacy of Matrica and 0.2% chlorhexidine mouthwashes in patients with chronic periodontitis. *J Islamic Dent Assoc* 2006; 18(3): 92-7. (Persian)
- Abd El Rahman Hf, Skaug N, Francis Gw. *In vitro* antimicrobial effects of crude miswak extract on oral pathogen. *Saudi Dent J* 2002; 14(1): 26-32.
- Haghighati F, Jafari S, Beitollahi J. Comparison of antimicrobial effects of ten Herbal extracts with chlorhexidine on three different oral pathogens: An *in vitro* study. *Hakim Res J* 2003; 6(3): 71-6. (Persian)
- Haffajee AD, Yaskell T, Sokransky SS. Antimicrobial effectiveness of an herbal mouthrinse compared with an essential oil and a chlorhexidine mouthrinse. *J Am Dent Assoc* 2008; 139(5): 606-17.
- Fallahzade H, Moeintaghavi A, Foruzanmehr M. Clinical comparison of persica and chlorhexidine mouthrinse using meta-analysis technique. *J Islamic Dent Assoc* 2006; 18(1): 62-72. (Persian)
- Ahrari F, Eslami N, Rajabi O, Ghazvini K, Barati S. The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sanguis* to colloidal solutions of different nanoparticles applied as mouthwashes. *Dent Res J (Isfahan)* 2015; 12(1): 44-9.
- Torkzaban P, Zarandi A, Khatami M, Jafari F. Effects of sodium perborate mouthwash containing chlorhexidine on gingivitis, plaque and teeth staining. *Journal of Hamadan University of Medical Sciences* 2011; 18(3): 12-6.
- Celik C, Yuzugullu B, Erkut S, Yamanel K. Effects of mouth rinses on color stability of resin composites. *Eur J Dent* 2008; 2(4): 247-53.
- Rahmani ME, Radvar M, Parisay I. Effects of combined use of Hydrogen peroxide and chlorhexidine mouthrinses on gingivitis, plaque and tooth staining. *J Mash Dent* 2006; 29(3,4): 199-208.
- Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J* 2006; 25(2): 371-6.
- Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94(2): 118-24.
- Omata Y, Uno S, Nakaoki Y, Tanaka T, Sano H, Yoshida S, Sidhu SK. Staining of hybrid composites with coffee, oolong tea, or red wine. *Dent Mater J* 2006; 25(1): 125-31.
- Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J Esthet Dent* 2000; 12(5): 258-63.
- Yannikakis SA, Zisiss AJ, Polyzois GL, Karoni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 1998; 80(5): 533-9.
- Liena C, Lozano E, Amengual J, Forner L. Reliability of two color selection device in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract* 2011; 12(1): 19-23.
- Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 280-5.
- Imamura S, Takahashi H, Hayakawa I, Loyaga-Rendon PG, Minakuchi S. Effect of fillertype and polishing on the discoloration of composite resin artificial teeth. *Dental Materials Journal* 2008; 27(6): 802-8.
- Türkün, Türkün M. Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16: 290-301.
- Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dental Mater* 2001; 17: 87-94.
- Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int* 1991; 22: 377- 86.

بررسی توزیع تنش در طرح‌های مختلف اوردنچر متکی بر سه ایمپلنت به روش اجزای محدود

اسداله احمدزاده*، فرنوش گل محمدی**، محمدعلی ناصری***

* استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، ایران

** استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه کرمانشاه، ایران

*** دستیار تخصصی ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه جندی شاپور اهواز، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۵/۱ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۲۰

Evaluation of Stress Distribution among Various Designs of a Mandibular Implant-Retained Overdenture with Three Implants by Finite Element Analysis

Asadollah Ahmadzadeh*, Farnoosh Golmohammadi**#, MohammadAli Naseri***

* Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, School of Dentistry, Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran.

*** Orthodontic Resident, School of Dentistry, Ahwaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahwaz, Iran.

Received: 23 July 2014 ; Accepted: 11 December 2014

Introduction: because of problems associated with dentures nowadays implant supported overdentures are used widely. Despite the high success of implants, implant failure remains a major challenge. Implant overload is a factor for cortical bone loss and implant failure. This study, evaluated 3 designs used in overdentures with three implants, using finite element analysis for their stress distribution.

Materials & Methods: Using finite element method, a geometrical model of the mandible was produced with CT data and three ITI implants were placed at the midline and at the first premolar teeth. All conditions were simulated using finite element software. Three treatment bar-ball, bar and ball were considered to support the overdenture. Maximum von Mayzz stress levels were compared for all attachments and supporting bone and mandibular flexure attachment was compared in different designs.

Results: Results showed that the greatest amount of stress on the bone was around the upper thread and the neck of the implants. Attachment of the ball and the bar-ball induced the greatest and the least amounts of stress to the bone around the implants respectively. The maximum stress could be seen on the ball attachment in the bar-ball design. The maximum amount of the movement was show in bar-ball attachment.

Conclusions: According to the results, the bar-ball treatment plan with reducing the stability of over denture will reduce the stress around the bone of implant and ball treatment plan with increasing bone stress around the implant will increase the stability of overdenture.

Key words: Dental implant, mandibular overdenture, attachment systems, finite element method.

Corresponding Author: farnoosh.gol@gmail.com

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 9-20 .

چکیده

مقدمه: به علت مشکلات دنچرها، امروزه اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت رواج یافته‌اند. به رغم موفقیت بالای ایمپلنت، از دست رفتن ایمپلنت هنوز معضل اساسی است. افزایش نیروی وارد بر ایمپلنت فاکتور مهم تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می‌باشد. این مطالعه با آنالیز اجزای محدود اوردنچرهایی با سه ایمپلنت، به بررسی بهترین طراحی و ترکیب اتچمنت که باعث حداقل استرس در استخوان آلوئول شود، پرداخته است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه به روش اجزای محدود، مدل هندسی مندیبل به کمک داده‌های سی تی اسکن تولید گردید و سه ایمپلنت ITI در میدلاین و محل دندان‌های پرمولار اول قرار گرفت. کلیه شرایط با استفاده از نرم افزار اجزای محدود شبیه سازی شد. سه طرح درمان

مولف مسؤول، نشانی: کرمانشاه، خیابان شریعتی، دانشکده دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۳۳۱۲۷۹۵۳

E-mail: farnoosh.gol@gmail.com

Bar-ball و Ball جهت ساپورت اوردنچر در نظر گرفته شد. حداکثر تنش فون مایز در سطح کلیه اتچمنت‌ها و استخوان ساپورت کننده با یکدیگر مقایسه شد و خمش مندیبل نیز در طرح‌های مختلف اتچمنت با یکدیگر مقایسه گردید.

یافته‌ها: بیشترین میزان استرس در استخوان، اطراف گردن ایمپلنت و Threadهای فوقانی بود. اتچمنت‌های Ball و Bar-Ball به ترتیب بیشترین و کمترین میزان استرس را نشان دادند. بیشترین میزان استرس در اتچمنت Ball در سیستم Bar-Ball دیده شد و بیشترین میزان حرکت اوردنچر در اتچمنت Bar-Ball مشاهده شد.

نتیجه گیری: نتایج نشان داد، طرح درمان Bar-Ball به بهای کاهش Stability اوردنچر، باعث کاهش انتقال استرس به استخوان اطراف ایمپلنت می‌شود و طرح درمان Ball به بهای افزایش استرس به استخوان اطراف ایمپلنت باعث افزایش Stability اوردنچر می‌شود.

کلمات کلیدی: ایمپلنت‌های دندانی، اوردنچر، اتچمنت، آنالیز اجزای محدود.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۲۰-۹.

مقدمه

وجود ندارد؛ بنابراین می‌توان از دیگر روش‌های ارزیابی تنش در استخوان اطراف ایمپلنت دندانی شامل فتوالاستیک، اجزای محدود و اندازه‌گیری کرنش روی سطوح استخوان استفاده کرد. در این میان روش اجزای محدود دارای مزایای فراوانی است. از جمله این مزایا می‌توان به قدرت ارائه دقیق هندسه‌های پیچیده، سهولت در تغییر و تصحیح مدل، نمایش وضعیت درونی تنش و سایر کمیت‌های مکانیکی اشاره کرد.^(۳)

طراحی ساختار فوقانی، بر بارهای وارد شده به ایمپلنت‌های دندانی و تغییر شکل استخوان فک تاثیر می‌گذارد. Meijer و همکاران^(۳) به کمک روش اجزای محدود، پژوهشی برای درمان اوردنچر فک پایین بدون دندان انجام دادند. در مطالعه آنها دو ایمپلنت در ناحیه بین دو سوراخ چانه‌ای واقع بودند. ایمپلنت‌ها در یک مدل به کمک Bar به هم متصل شدند و در مدل دیگر به صورت مجزا باقی ماندند. در مطالعه آنها بیشترین مقادیر تنش‌های اصلی استخوان در اطراف گردن ایمپلنت مشاهده شد. همچنین در حالت‌های مختلف بارگذاری، اختلاف قابل توجهی در بیشترین و کمترین تنش‌های اصلی دو مدل حاصل نگردید.

Meijer و همکاران^(۴) همچنین پژوهشی را بر روی سیستم‌های چهار ایمپلنتی انجام دادند. آنها علاوه بر

بیمارانی که از دنچر استفاده می‌کنند، درگیر مشکلات متعددی از جمله کاهش ثبات، تحلیل پیشرونده ریج باقیمانده، کاهش قدرت جویدن و ... می‌شوند. اوردنچرهای فک پایین می‌توانند درمانی موثر برای بیماران بی‌دندان، به ویژه افرادی که مشکلات مداوم در استفاده از پروتزهای بی‌دندانی فک پایین دارند، باشند.^(۱) مهم‌ترین مزیت اوردنچرهای متکی به ایمپلنت، حفظ استخوان است. ایمپلنت با توزیع تنش بر استخوان اطراف خود مانع از کاهش تراکم آن می‌گردد و عملکرد طولانی مدت آن به بر هم کنش بیومکانیکی بین استخوان و ایمپلنت وابسته است. علی‌رغم گزارشات فراوان از موفقیت بالای ایمپلنت، از دست رفتن ایمپلنت هنوز به عنوان یک معضل برای بیمار و دندانپزشک باقی است. ارزیابی‌های بیومکانیکی نشان می‌دهند که افزایش نیرو بر روی ایمپلنت، فاکتور مهم در تحلیل استخوان و از دست رفتن ایمپلنت می‌باشد. نیرو استرسی را ایجاد می‌کند که سیستم اتچمنت ایمپلنت و بافت‌های حمایت کننده آن را تحت تاثیر قرار می‌دهد. شدت و میزان تحلیل استخوان توسط مکانیسم‌های انتقال و پخش نیرو در سیستم اتچمنت ایمپلنت قابل کنترل است.^(۲) هنوز به طور کلینیکی امکان ارزیابی توزیع استرس/استرین اوردنچر در سطح استخوان

استخوان اطراف ایمپلنت‌ها نسبت به طرح محکم مشاهده شد. Prakash و همکاران^(۸) تنش و انحنای کشسان برای سیستم‌های اوردنچر متکی بر ایمپلنت و اتصالات‌های Bar را در سه ساختار مختلف مقایسه نمودند. مدل اول دارای دو ایمپلنت بود که یک Bar آنها را به هم وصل می‌کرد. مدل‌های دوم و سوم هر کدام چهار ایمپلنت داشتند. در مدل دوم، سه Bar هر چهار ایمپلنت را به هم متصل می‌نمود. مدل سوم دارای دو Bar بود که ایمپلنت‌های میانی و دور از مرکز را فقط در طرفین به هم وصل می‌کرد. مدل‌ها تحت شرایط ایستایی بارگذاری شدند. نتایج نشان داد که مقادیر تنش در Bar و فصل مشترک بین استخوان و ایمپلنت، در سیستم‌های چهار ایمپلنتی کمتر از دو ایمپلنتی است. همچنین مدل سوم به عنوان طرح برگزیده انتخاب گردید.

یکی از طرح درمان‌های اوردنچر استفاده از سه ایمپلنت است که در مطالعات کمتر به آن پرداخته شده است. این ایمپلنت‌ها می‌توانند به کمک اتصالات Bar clip، ball یا Bar-ball اوردنچر را نگهداری کنند. هدف از پژوهش حاضر بررسی توزیع تنش حاصل از نیروهای Jonnde در استخوان، ایمپلنت و سایر اجزای سیستم‌های ذکر شده به کمک روش اجزای محدود بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه به روش اجزای محدود، ابتدا مدلی سه بعدی از مندیبل، ایمپلنت، اجزای اتچمنت و اوردنچر تهیه گردید و با استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود، اجزای مدل بر یکدیگر سوپرایمپوز شدند تا بتواند به عنوان یک جز یکپارچه با مواد مختلف عمل کند. ابتدا مدل هندسی فک پایین به کمک داده‌های سی تی اسکن تولید گردید. عکس‌ها به نرم افزار Rapidform XOR3 (3D system Inc., USA) منتقل شده و در این محیط،

بررسی دو ساختار فوقانی، تاثیر بارگذاری غیریکنواخت بر توزیع تنش را نیز بررسی کردند. نتایج آنها نشان داد که در صورت تقسیم غیریکنواخت نیرو، بیشترین تمرکز تنش در استخوان اطراف نزدیک ترین ایمپلنت به محل بارگذاری رخ می‌دهد. مقادیر این تنش‌ها در استخوان اطراف ایمپلنت‌های متصل شده با Bar، کمتر از ایمپلنت‌های مجزا بود. Menicucci و همکاران^(۵) در مطالعه خود علاوه بر موارد مطالعات بالا، مخاط و اوردنچر را نیز به پژوهش خود وارد نمودند. اوردنچر در یک طرح با Bar و در طرح دیگر با Ball نگهداری شد. سیستم ماهیچه‌ای مفروض به گونه‌ای فعال شد که نیروی عمودی ۳۵ نیوتنی را در ناحیه مولر اول سمت چپ وارد کند. نتایج نشان داد که اتصالات Ball، توزیع نیروی مطلوب‌تری را روی مخاط میسر می‌سازند و تنش فون مایز کمتری را نسبت به Bar در استخوان اطراف ایمپلنت نشان می‌دهند. Chun و همکاران^(۶) به بررسی چهار اتصال محکم و قابل انعطاف فک بالا پرداختند. تماس بین قسمت مادگی و پایه در اتصالات محکم، به صورت Bonded و در اتصالات قابل انعطاف، به صورت اصطکاکی شبیه سازی شد. محققان دریافتند که انتقال نیرو در یک سیستم ایمپلنتی به طور قابل ملاحظه‌ای تحت تاثیر نوع اتصال و شرایط فصل مشترک اجزا می‌باشد. Daas و همکاران^(۷) به بررسی اثر اتصالات Ball محکم و ارتجاعی بر رفتار اوردنچر متکی به ایمپلنت پرداختند. اوردنچر در نواحی دندان‌های نیش نگهداری می‌شد. ماهیچه‌ها به گونه‌ای فعال شدند که نیروهای عکس‌العملی عمودی را در سه موقعیت دندان مولر اول، نیش و ثنایا ایجاد کردند. در مدل ارتجاعی، ناحیه تماس بین اوردنچر و مخاط بزرگ‌تر بود. بنابراین نیروی انتقال یافته به مخاط در این ساختار افزایش یافت. همچنین مقادیر تنش کمتری در

در طرح Bar-ball در وسط هر کدام از میله‌ها یک Ball وجود داشت. در این طرح عرض و ارتفاع مقطع Bar $2/2$ و $5/2$ میلی‌متر و ابعاد قسمت Ball مانند بخش بالایی نگهدارنده Ball شکل بود.

Abutment در طرح‌های Bar شکل و Bar-ball استفاده شد. قسمت پایینی آن درون ایمپلنت قرار گرفت و بخش بالایی آن به Bar جوش شد. قسمت خارج از ایمپلنت آن 5 میلی‌متر ارتفاع داشت. Clip جهت نگهداری Bar استفاده شد و به کمک بال‌های خود در اوردنچر ثابت شد. ضخامت قسمت U شکل Clip، $3/0$ میلی‌متر و بال‌ها $2/0$ میلی‌متر بود.

در سه مدل مورد بررسی در این پژوهش، اوردنچر بر سه ایمپلنت تکیه داشت. یک ایمپلنت در میدلاین و دو ایمپلنت در مکان دندان‌های پرمولار اول قرار گرفت. پس از آن با استفاده از قطعات شبیه سازی شده سه طرح درمان، Bar-ball، Bar و Ball در نرم‌افزار SolidWorks مونتاژ شد. تحلیل‌های مکانیکی این پژوهش در محیط نرم‌افزار Ansys Workbench صورت گرفت. قابل ذکر است که در سه طرح مورد بررسی، اوردنچر علاوه بر ایمپلنت‌ها بر مخاط نیز تکیه داشت. با استناد به اطلاعات شرکت سازنده^(۱۴) جنس ایمپلنت، Ball، Housing و بخش پایینی Abutment از تیتانیوم خالص درجه ۴ در نظر گرفته شد. Bar و Ball در نگهدارنده Ball و Bar، Clip، Lamella و قسمت بالایی Abutment از نوعی آلیاژ طلا ساخته شد. ویژگی مکانیکی این دو جنس، استخوان متراکم و اسفنجی، مخاط و اوردنچر در جدول ۱ مشاهده می‌گردد. برای قسمت‌هایی از مدل فک که تفکیک استخوان‌های متراکم و اسفنجی صورت نگرفته است، خصوصیات مکانیکی با میانگین گیری از ویژگی‌های دو نوع استخوان به دست آمد.

تصاویر سه نمای اصلی فک بر یکدیگر مونتاژ گردید تا یک حجم سه بعدی را تشکیل دهند. هندسه سه بعدی فک پایین جهت استفاده در مراحل بعدی به نرم افزار SolidWorks ورژن ۲۰۱۲ وارد شد.

به دلیل پیچیدگی هندسی فک و برای کاهش زمان محاسبات، تفکیک استخوان‌ها فقط در ناحیه زیر اوردنچر صورت گرفت. در سایر قسمت‌ها استخوان به صورت همگن فرض شد. بر اساس پژوهش‌های قبلی، برای استخوان متراکم 2 میلی‌متر ضخامت در نظر گرفته شد.^(۹-۱۱) در حجم محصور بین استخوان متراکم استخوان اسفنجی قرار داشت. به منظور کاهش زمان محاسبات فقط قسمتی از مخاط که اطراف اوردنچر قرار دارد، به ضخامت 2 میلی‌متر بازسازی شد.^(۱۲)

جهت مدل سازی قطعات فلزی از محصولات شرکت Straumann (Switzerland) استفاده گردید.^(۱۳) ابعاد قطعات مورد نظر با استناد به کاتالوگ‌های این شرکت به دست آمد. ایمپلنت انتخاب شده از نوع استاندارد با گردن Regular و دارای طول 12 و قطر $1/4$ میلی‌متر بود. همچنین فاصله رزوه‌ها و عمق رزوه‌های آن به ترتیب $1/25$ و $3/0$ میلی‌متر بود.

Retentive Anchor (Ball) بر روی ایمپلنت می‌نشیند و پایه‌ای برای نگهداری اوردنچر در طرح درمان Ball می‌باشد. ارتفاع خارج از ایمپلنت آن $4/3$ میلی‌متر می‌باشد. Lamella بخش کروی نگهدارنده را در بر می‌گیرد و قسمت بالایی آن در Housing پیچ می‌شود. Lamella با ارتفاع $6/2$ میلی‌متری می‌باشد و Housing دارای قطر و ارتفاع $6/3$ و $2/3$ میلی‌متر است.

جهت Bar از میله‌ای با مقطع U شکل و عرض و ارتفاع $2/2$ و 3 میلی‌متر استفاده شد.

جدول ۱: ویژگی‌های مکانیکی مواد^(۲۲)

ماده	ضریب کشسان (مگاپاسکال)	نسبت پواسون	مقاومت نهایی (مگاپاسکال)
تیتانیوم درجه ۴	۱۱۴۰۰۰	۰/۳	۵۵۰
آلیاژ طلا	۹۷۰۰۰	۰/۴۲	۵۳۵
استخوان متراکم	۱۳۷۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۵۱-۱۰۰ تحت فشار: ۱۳۳-۱۷۰
استخوان اسفنجی	۴۵۰۰	۰/۳	تحت کشش: ۵ تحت فشار: ۳۶/۷-۵
استخوان در قسمت تفکیک نشده	۴۵۰۰	۰/۳	-
مخاط	۱	۰/۳۷	-
اوردنچر	۴۵۰۰	۰/۳۵	-

حذف شد و درجات آزادی دورانی باقی ماند. از این مفصل برای اتصال بین Lamella و Ball استفاده شد. در مفصل انتقالی، فقط حرکت انتقالی در راستای محور اتصال باقی ماند و سایر درجات آزادی گرفته شد. این نوع اتصال بین Bar و Clip وجود داشت و بنابراین تنها حرکت نسبی، در راستای محور طولی آنها بود.

در روش اجزای محدود برای تحلیل مدل‌های هندسی، محیط مورد نظر به محیط‌های کوچک‌تری تقسیم می‌گردد که اصطلاحاً المان نامیده می‌شود. هر المان به طور مستقیم و غیرمستقیم از طریق مرزهای مشترک (مانند گره‌ها، خطوط یا سطوح مرزی) به المان‌های دیگر اتصال می‌یابد. سپس معادله ای برای تغییر پارامتر مورد نظر در المان‌ها منظور گردید. با حل معادلات برای هر یک از المان‌ها و ادغام جواب‌ها، حل مسئله برای کل جسم به دست آمد. المان‌های استفاده شده در این پژوهش SOLID187، CONTA174 و TARGE170 بودند که مورد اول، برای تولید شبکه در اجزای مدل هندسی و دو المان بعدی برای

تفاوت در تنظیمات تماس، تعیین کننده چگونگی رفتار فصل مشترک اجسام در حال تماس با یکدیگر می‌باشد. روش Augmented Lagrange برای فرموله کردن تماس‌ها انتخاب شد.

تماس‌های موجود بین اجزای مدل‌ها به دو دسته کلی تقسیم می‌شود تماس‌های خطی که در آنها اجسام در فصل مشترکشان حرکتی نسبت به هم ندارند؛ نظیر اتصال ایمپلنت به استخوان، و تماس‌های غیر خطی که در آنها سطوح تماسی می‌توانند نسبت به هم حرکت کنند. ضریب اصطکاک بین این سطوح تماسی با توجه به جنس قطعات مطابق در نظر گرفته شد. ضریب اصطکاک بین اوردنچر و مخاط بر اساس مطالعات گذشته صفر در نظر گرفته شد.^(۱۴) تماس بین اوردنچر با ایمپلنت‌ها نیز به دلیل اثر روان کنندگی بزاق و کوچک بودن نواحی تماس بدون اصطکاک فرض گردید.

در پژوهش حاضر از دو مفصل کروی و انتقالی استفاده شد. در مفصل کروی هر سه درجه آزادی انتقالی

اتصالات به کار رفت.

شبیه سازی شرایط مرزی در روش اجزای محدود یکی از بخش‌های مهم و تاثیرگذار جواب‌های به دست آمده است. درجه‌های آزادی گرفته شده و نیروهای اعمال شده نقش بسیار مهمی در تغییر شکل فک بازی می‌کنند.^(۳) تکیه گاه‌های نامناسب مانع از خمش فک در حین بارگذاری شده و بر توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت اثر خواهند گذاشت.

فک پایین حین باز و بسته شدن دهان حول محور عبوری از کندیل‌های دو طرف می‌چرخد.^(۱۵) موقعیت بررسی شده در این پژوهش حالتی است که کندیل در حفره گلنویید قرار داشته و فک فقط حول محور مذکور می‌تواند حرکت دورانی داشته باشد. در مدل اجزای محدود می‌توان با ثابت نمودن دو نقطه از مدل که بر محور گذرنده از کندیل‌ها منطبق هستند، این درجه آزادی دورانی را شبیه سازی کرد.^(۵-۹)

برای شبیه سازی فرآیند جویدن، موقعیت بررسی شده برای ماده غذایی، دندان مولر اول سمت راست فک پایین بود که معمول‌ترین وضعیت جویدن به شمار می‌رود.^(۷) به همین منظور، جا به جایی یک سوم‌های گونه‌ای و مرکزی به سطوح جویده این دندان محدود شد. محدودیت‌های ذکر شده در جهت عمود بر صفحه جفت‌شدگی دندان‌ها عمل می‌نماید.^(۱۶) به عبارت دیگر، ناحیه مشخص شده بر دندان مولر اول سمت راست در راستای محور y حرکت انتقالی نداشت.

سیستم جویده انسان متشکل از فک‌های بالا و پایین است که به وسیله دو مفصل گیجگاهی فکی و چهار جفت ماهیچه به هم متصل می‌باشند. با توجه به مشخص بودن مبدا و ناحیه اثر، هر ماهیچه می‌تواند یک بردار نیرو با یک جهت مشخص ایجاد کند.^(۱۷) علی‌رغم مقادیر متفاوت

ذکر شده برای نیروهای ماهیچه‌ای، سیستم جویده از دیدگاه مکانیکی یک سیستم نامعین است. به عبارت دیگر، تعداد ماهیچه‌های فعال شده برای تولید یک نیروی جویده مشخص، بیشتر از تعداد مورد نیاز می‌باشد. بنابراین الگوهای متفاوتی را می‌توان برای فعال شدن ماهیچه‌ها به کار برد. با این حال، برآورد این نیروها برای فهم مکانیک جویدن حیاتی است. این نیروها را می‌توان به کمک مدل‌های مکانیکی و ریاضی تخمین زد. بدین طریق نیروهای ماهیچه‌ای به صورت تقریبی به دست می‌آیند.^(۱۸)

در پژوهش حاضر از اطلاعات موجود در مطالعه Hannam و Koriioth^(۱۶) برای تعیین بردارهای نیرو استفاده شد. برای شبیه سازی نیروهای ماهیچه‌ای، مدل در نواحی اتصال ماهیچه‌ها تحت بارهای گسترده قرار گرفت. فرض شد که عضلات مستقیماً با استخوان در تماس می‌باشند و نیرو در اثر انقباض یکنواخت ماهیچه به دست می‌آید. ناحیه اثر عضلات بر فک پایین با توجه به مقالات مرتبط، به صورت تقریبی تعیین گردید.^(۷،۹) برای تعیین مقدار نیروها، الگوی ماهیچه‌ای ارائه شده در مطالعه Koriioth و Hannam^(۱۶) به کار رفت. بر این اساس ماهیچه‌ها به گونه‌ای فعال شدند که نیروی عکس‌العمل ۱۰۰ نیوتنی در خلاف جهت محور y بر دندان مولر اول سمت راست (تکیه گاه مدل) ایجاد گردد.^(۷) مقادیر نیروهای عضلانی لازم برای این فرآیند در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲: مقدار نیروهای ماهیچه‌ای (نیوتن)

ماهیچه	سمت چپ فک	سمت راست فک
ماستر	۵۲۵.۳۷	۴۵۰.۳۰
تریگوئید میانی	۲۶/۲۳۳	۳۶/۷۲۶
تریگوئید جانبی	۱۰/۸۷۳	۵/۰۱۸
تمپورال	۴۲/۵۶۷	۵۰/۶۹۶

یافته‌ها

با توجه به اینکه روش اجزای محدود یک روش عددی است، نتایج حاصل در واقع تقریبی از جواب‌های دقیق می‌باشند. بنابراین ارزیابی دقت جواب‌ها ضروری است. در این روش، فرآیند حل باید با پارامترهای تصحیح شده تا اندازه‌ای تکرار گردد که دقت کافی به دست آید. به عبارت دیگر، برای تایید کیفیت شبکه نیاز است که آزمایش همگرایی برای مدل‌های اجزای محدود انجام گردد. بیشترین مقدار تنش معادل فون مایز در هر یک از اجزا به عنوان معیار همگرایی انتخاب می‌گردد؛ زیرا این تنش معادل، در بردارنده اثر تمامی مولفه‌های تنش است. پس از تعیین اندازه‌های مناسب المان برای هر یک از طرح‌های درمانی، شبکه‌های نهایی تولید می‌شوند. برای کلیه طرح‌های درمانی، توزیع تنش نواحی اطراف ایمپلنت در هر دو استخوان متراکم و اسفنجی و نیز قطعات فلزی بررسی شد.

تغییر شکل فک بر تنش ایجاد شده در استخوان تاثیر بسزایی دارد. در طرح درمان Ball، بیشترین جا به جایی فک، ۰/۱۷۳ میلی‌متر بود که در بخش پایینی سمت چپ اتفاق افتاد. این امر به دلیل تکیه گاه موجود بر دندان مولر اول سمت راست بود. بیشترین مقادیر تنش برای استخوان‌های متراکم و اسفنجی در ناحیه ایمپلنت راست رخ داد. تمرکز تنش برای استخوان متراکم در بخش گردن و رزوه‌های ایمپلنت اتفاق افتاد. بیشترین مقادیر تنش برای استخوان اسفنجی نیز در مکان چند رزوه بالایی مشاهده شد؛ در حالی که توزیع تنش در ناحیه نوک ایمپلنت کاملاً متعادل بود. تنش معادل فون مایز در استخوان اطراف هر یک از سه ایمپلنت در جدول ۳ آورده شده است. با دور شدن از موقعیت ماده غذایی، مقدار تنش کاهش یافت. کاتوره‌های تنش فون مایز برای ایمپلنت و قطعات سمت راست بیشتر بود. تمرکز تنش برای ایمپلنت در چند رزوه بالایی و برای نگهدارنده Ball در ناحیه گردن آن اتفاق افتاد که ناشی از حرکت آوردنچر بود (جدول ۴).

جدول ۳: بیشینه تنش فون مایز در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها در طرح‌های درمانی مختلف

ایمپلنت چپ	ایمپلنت میانی	ایمپلنت راست	استخوان	طرح درمان
۷/۰۲	۸/۸۱	۱۵/۵۸	متراکم	Ball
۱/۲۹	۱/۶۹	۴/۲۴	اسفنجی	
۶/۲۵	۵/۶۵	۱۴/۴۱	متراکم	Bar clip
۱/۱۴	۱/۳۰	۳/۷۸	اسفنجی	
۶/۷۴	۷/۴۶	۱۲/۲۸	متراکم	Ball on Bar
۱/۰۱	۱/۵۲	۲/۳۹	اسفنجی	

جدول ۴: بیشترین تنش فون مایز در قطعات فلزی موجود در طرح درمان‌های مختلف (مگاپاسکال)

		اجزا فلزی			ایمپلنت	طرح درمان
	Housing	Lamella	نگهدارنده Ball	۶۱/۳۹		Ball
	۵۸/۳۳	۷۳/۳۸	۱۳/۱۶۴			
	Clip	Bar	Abutment	۳۳/۴۳		Bar clip
	۵۴/۱۵۸	۱۴/۱۱۱	۷۱/۸۲			
Housing	Lamella	نگهدارنده Ball	Bar	پایه	۹۲/۷۴	Bar-ball
۵۱/۴۹	۹۷/۷۸	۷۱/۳۳۴	۴۸/۲۲۸	۵۲/۱۹۶		

و Abutment میانی هستند که تنش بیشتری را نسبت به سایر اجزای فلزی تحمل می‌نمایند. براساس نتایج به دست آمده، تمرکز تنش برای ایمپلنت در مکان اتصال پایه به آن (لبه بالایی ایمپلنت) رخ می‌دهد. بیشترین مقادیر تنش برای Abutment در محل اتصال Bar به آن واقع بود. تمرکز تنش برای Bar در مکان‌های اتصال آن به Abutment و نگهدارنده Ball شکل اتفاق افتاد. بیشترین مقادیر تنش برای نگهدارنده Ball شکل در محل تماس آن با Bar متمرکز بود (جدول ۴).

بحث

پژوهش‌های متعددی به بررسی درمان اوردنچر متکی بر سیستم‌های دو یا چهار ایمپلنتی پرداخته اند. اما در میان مطالعات گذشته، ارزیابی سیستم‌های سه ایمپلنتی، کمتر به چشم می‌خورد. از جمله در مطالعه Celik و Uludag^(۱) که به روش فتوالاستیک صورت گرفته است، مقادیر عددی برای تنش بیان نشده و مدل‌ها به صورت کیفی (به کمک طیف رنگ تولیدی در مدل‌های فتوالاستیک) با یکدیگر مقایسه شده‌اند. از طرف دیگر به دلیل به کارگیری مدل‌های هندسی، تکیه‌گاه‌ها و نیروهای جویده بسیار متنوع از سوی محققان در پژوهش‌های دو یا چهار ایمپلنتی، قیاس کمی نتایج با مطالعات گذشته منطقی به نظر

در طرح درمان Bar clip، بیشترین تغییر شکل در بخش پایینی سمت چپ فک اتفاق افتاد و مقدار آن برابر ۰/۱۸۵ بود که نسبت به طرح درمان Ball بیشتر بود. توزیع تنش مایز در استخوان متراکم و اسفنجی و اتصالات و ساختار فوقانی در این طرح درمانی در جدول ۳ آورده شده است. بیشترین مقادیر تنش مربوط به سمت راست بود. در ایمپلنت‌ها تنش در نواحی گردن ایمپلنت و چند رزوه بالایی آن متمرکز است. بیشترین مقادیر تنش برای Abutment و Bar در مکان اتصال آنها به هم متمرکز بود. بیشینه تنش برای Clip در انتهای سمت راست آن (در محل اتصال آن به اوردنچر) رخ داد (جدول ۴).

تغییر شکل در طرح درمان Bar-ball نسبت به حالت‌های قبل، کمی متفاوت بود و بیشترین مقدار آن ۰/۲۳۱ میلی‌متر بود که در مکانی جلوتر رخ داد. مشابه حالت‌های قبل، در این طرح درمان نیز حداکثر تنش فون مایز برای استخوان‌های متراکم و اسفنجی در نواحی بالایی ایمپلنت سمت راست اتفاق افتاد. میزان حداکثر تنش فون مایز در استخوان‌های متراکم و اسفنجی اطراف هر یک از سه ایمپلنت برای این نوع درمان در جدول ۳ آورده شده است. کانتورهای مربوط به Bar، نگهدارنده ball شکل، Lamella و Housing سمت راست و ایمپلنت

کرد که در مدل‌های مورد بررسی، تحلیل استخوان رخ نمی‌دهد. در کلیه طرح‌های درمانی، تنش‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت سمت کارگر، بزرگ‌تر از دو ایمپلنت دیگر است. این مطلب در مطالعه Sadowsky و Caputo^(۱۹) هم دیده می‌شود و ناشی از وجود ماده غذایی در یک طرف فک می‌باشد. بیشترین مقادیر تنش استخوان اطراف ایمپلنت، در نواحی گردن ایمپلنت (یعنی در استخوان متراکم) متمرکز بود. چنین پدیده‌ای در بسیاری از مطالعات دیگر نیز قابل مشاهده است.^(۲۰ و ۲۱ و ۲۲) تمرکز تنش در این نواحی می‌تواند ناشی از ضریب کشسانی بزرگتر استخوان متراکم نسبت به اسفنجی باشد. همچنین تماس کامل مفروض بین ایمپلنت و استخوان، در این موضوع بی‌تاثیر نیست. چنین حالتی سبب می‌گردد که ایمپلنت نیرو را به صورت مستقیم به استخوان مجاور منتقل نموده و تمرکز تنش را به خصوص در بخش بالایی استخوان متراکم ایجاد کند.

برای ارزیابی طرح‌های درمانی از تنش فون مایز استفاده شده است. تصاویر ۲ و ۳ توزیع تنش فون مایز را در استخوان اطراف ایمپلنت نشان می‌دهند. این کاتورها مربوط به مقطع برش خورده استخوان در ناحیه ایمپلنت سمت راست بوده و به کمک آنها می‌توان طرح‌های درمانی را با یکدیگر مقایسه کرد. همان طور که مشاهده می‌شود بیشترین مقادیر تنش مربوط به طرح درمان Ball بود؛ در حالی که درمان Bar-ball بهترین توزیع تنش را در این نواحی داشت. نمودارهای ۱ و ۲ بیشترین مقادیر تنش فون مایز را در استخوان‌های متراکم و اسفنجی در طرح درمان‌های مورد بررسی نشان می‌دهد. ایمپلنت در اتصال Ball و نیز Bar-ball به ترتیب، بیشترین و کمترین مقادیر تنش را به هر دو نوع استخوان منتقل می‌نماید.

نمی‌رسد. با این حال، تحلیل کیفی رفتار مدل‌های مورد بررسی در ادامه ارائه می‌گردد.

مقایسه نتایج تغییر شکل برای فک، اهمیت مکانیزم نگهدارنده را نشان می‌دهد. به کمک تصویر ۱ می‌توان تغییر شکل اوردنچر را برای سه طرح درمانی مقایسه نمود. موقعیت اولیه اوردنچر در این شکل با سایه مشخص شده است. همچنین بیشترین مقادیر جا به جایی اوردنچر در جهت‌های اصلی برای طرح‌های درمانی مورد مطالعه در جدول ۵ قابل مشاهده می‌باشد.

در همه مدل‌ها کج شدن اوردنچر مشاهده می‌گردد، به طوری که سمت غیر کارگر (سمت چپ) نسبت به سمت کارگر (که ماده غذایی وجود دارد) کمی بالا می‌آید. Daas و همکاران^(۷) نیز در پژوهش خود به چنین حرکتی اشاره کردند. بیشترین جابه جایی اوردنچر مربوط به طرح درمان Bar-ball و کمترین آن مربوط به طرح درمان Ball بود. Tokuhisa و همکاران^(۱۲) با بررسی اوردنچرهای متکی به دو ایمپلنت دریافتند که میزان جا به جایی اوردنچر در اتصال Ball، کمتر از اتصال Bar clip است. البته این تفاوت چشمگیر نمی‌باشد. این مطلب با یافته‌های پژوهش حاضر سازگاری دارد. جابه جایی کوچک‌تر، نتیجه پایداری بیشتر اوردنچر است که به موقعیت عناصر سازنده بستگی دارد. هرچه موقعیت نگهدارنده‌های اوردنچر به هم نزدیک‌تر باشد (مانند طرح Bar-ball)، حرکات جانبی اوردنچر راحت‌تر اتفاق می‌افتد. چنین موضوعی در مطالعه Menicucci و همکاران^(۵) نیز به چشم می‌خورد. ثبات هر چه بیشتر اوردنچر، یکی از مهمترین خواسته‌های بیماران می‌باشد.

نتایج مربوط به بیشترین مقادیر تنش در استخوان‌های متراکم و اسفنجی در هیچ یک از طرح‌های درمانی به مقاومت نهایی استخوان نمی‌رسد. از این رو می‌توان بیان

فک) منتقل می‌گردد. بدین ترتیب نیروی وارده به ایمپلنت و استخوان اطراف آن افزایش می‌یابد.

نمودار ۳ مقادیر حداکثر تنش فون مایز را در قطعات فلزی برای سه طرح درمان مورد بررسی نشان می‌دهد. این تنش بیشینه برای اتصالات Ball و نیز Bar-ball در نگهدارنده کروی اتفاق افتاد. تمرکز تنش برای اتصال Bar، در محل اتصال Clip به اوردنچر رخ داد. نگهدارنده در طرح Ball از تیتانیوم درجه چهار، Clip در طرح Bar و نگهدارنده در طرح Bar-ball از آلیاژ طلا ساخته شدند. تغییر شکل اوردنچر و بالا آمدن سمت غیرکارگر آن، سبب اعمال یک گشتاور خمشی به سیستم‌های نگهدارنده شده و در آنها تنش ایجاد می‌کند. تنش بیشتر در نگهدارنده اتصال Bar-ball نسبت به دو طرح درمان دیگر، ظاهراً به دلیل تغییر شکل بزرگ‌تر اوردنچر با این اتصال است.

برخلاف قطعات فلزی در اتصالات Ball و Bar clip (که تنش‌های متعادلی دارند)، مقدار تنش در نگهدارنده اتصال Bar-ball زیاد است. این طرح درمان آزادی حرکت بیشتری به اوردنچر داده و افزایش نیروی انتقالی به مخاط را میسر می‌سازد. به همین دلیل کاربرد طرح درمان Bar-ball در مواقعی توصیه می‌گردد که کاستن از تنش وارد به استخوان اطراف ایمپلنت، درجه اهمیت بالاتری نسبت به پایداری اوردنچر و تنش در قطعات فلزی داشته باشد. مانند زمانی که از ایمپلنت‌های کوتاه یا با قطر کم استفاده می‌شود. در صورتی که ضرورتی در این موارد وجود نداشته باشد، می‌توان طرح‌های درمانی Ball و Bar clip را بر حسب نیاز به کار برد. این طرح‌ها ترکیب متعادلی از پایداری اوردنچر و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت و اجزای فلزی ارائه می‌نمایند.

در برخی از مطالعات، محققان به بررسی اتصالات Bar و نیز Bar برای درمان اوردنچر فک پایین پرداخته‌اند و به این نتیجه رسیده‌اند که اتصالات Ball، تنش کمتری را به استخوان منتقل می‌کنند.^(۲۱و۲۰) برخلاف این یافته‌ها، پژوهش حاضر نشان می‌دهد که در طرح درمان Bar، تنش کمتری (نسبت به طرح Ball) به استخوان وارد می‌شود. تفاوت حاصل شده بین نتایج به این دلیل است که Menicucci و همکاران^(۶) در مطالعه اجزای محدود خود، هندسه فک را ساده سازی نمودند. این امر بر هم کنش اجزا را تحت تاثیر قرار می‌دهد. همچنین Meijer و همکاران^(۲۱) سیستم‌های دو ایمپلنتی را به روش اجزای محدود دو بعدی بررسی کردند. شرایط مرزی در نظر گرفته شد. در مطالعه آنها مطابق واقعیت نبود و مدل سازی اوردنچر و مخاط صورت نگرفته بود. به علاوه، نیروها فقط به صورت عمودی بر ساختارهای فوقانی اعمال شده بود. مجموعه موارد مذکور در این دو پژوهش، بر تحلیل اجزای محدود اثرگذار بوده است. از طرف دیگر، محققین در مراجع^(۲۲و۲۳) به نتایج مشابه با مطالعه کنونی دست یافته‌اند و توزیع تنش در استخوان اطراف ایمپلنت را برای اتصال Bar، بهتر از اتصال Ball عنوان نموده‌اند. تقسیم نیرو بین سه ایمپلنت و افزایش نیروی انتقالی به مخاط در طرح‌های دارای Bar می‌تواند دلیل این امر باشد.^(۲۳و۲۴)

تنش‌های منتقل شده به استخوان در درمان اوردنچر با اتصالات Bar clip، نسبت به مدل با اتصالات Bar-ball بیشتر است. این مطلب احتمالاً به دلیل استفاده از نوع Rigid سیستم Bar (عدم استفاده از Spacer بین Bar و Clip) می‌باشد. آزادی حرکت اوردنچر در اتصال محکم Bar clip، کمتر از طرح Bar-ball بوده و نیروی کمتری به بافت بی‌دندانی باقیمانده (مخاط و بخش بالایی استخوان

نتیجه گیری

استخوان رخ نخواهد داد. حداکثر تنش ایجاد شده در قطعات فلزی اتصال Ball و Bar clip، مقادیر متعادلی بود. این تنش در مدل Bar-ball بزرگتر بود که دلیل جابه جایی بیشتر اوردنچر با این اتصال می باشد. در برخی از موقعیت های کلینیکی، نیاز است تا اتکای بیشتری از بافت بی دندانی باقی مانده گرفته شود. در چنین مواردی استفاده از طرح درمان Bar-ball توصیه می گردد؛ زیرا تنش کمتری را به استخوان اطراف ایمپلنت منتقل می کند.

اوردنچر در طرح های درمانی شامل اتصال های Ball و Bar clip، کمتر جابه جا شد و پایداری بیشتری از خود نشان داد. بیشترین مقدار تنش استخوان، در تمام طرح درمان ها، در نواحی گردن ایمپلنت سمت کارگر و چند رزوه بالایی آن متمرکز بود. بیشترین مقادیر تنش در استخوان های متراکم و اسفنجی در هر سه مدل، کمتر از مقاومت نهایی این استخوان ها بود. بدین ترتیب به نظر می رسد که در هیچ یک از این طرح های درمانی، تحلیل

منابع

1. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97(4): 229-35.
2. Barao V, Assuncao W, Tabata L, Delben J. Finite element analysis to compare complete denture and implant - retained overdenture with different attachment systems. *J Craniofac Surg* 2009; 20: 1066-71.
3. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38(6): 491-6.
4. Meijer H, Starmans F, Steen W, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996; 23(11): 757-63.
5. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral & Maxillofac Implant* 1998; 13(3): 369-76.
6. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005; 32(3): 193-205.
7. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Engin Physic* 2008; 30(2): 218-25.
8. Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009; 20(1): 31-6.
9. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2003; 18(5): 675-84.
10. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91(2): 144-50.
11. Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simulation Modelling Practice and Theory* 2008; 16(8): 971-87.
12. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. *In vitro* study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 128-34.
13. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-98.
14. Koriotoh T, Hannam A. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *Journal of Dental Research* 1994; 73(1): 56-66.
15. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2004; 92(4): 328-36.

16. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics* 1994; 7(3): 271-9.
17. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1992; 68(1): 96-102.
18. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D *in vivo* force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical Oral Implants Research* 1996;7(4): 387-96.
19. Mish, Carl E. *Contemporary Implant Dentistry*. 3th ed. 2008, P. 546.
20. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics* 2003; 36(9): 1247-58.
21. Meijer H, Kuiper J, Starmans F, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68(1): 96-102.
22. Mericske-stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D *in vivo* force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implant Res* 1996; 7(4): 387-96.
23. Mish CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3th ed. St. Louis: Mosby Co; 2008, P. 546.
24. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomechanic* 2003; 36(9): 1247-58.

بررسی انواع اباتمنت‌های پیچی در محل اتصال با فیکسچر با روش المان محدود در موقعیت دندان لترال

زینب ارسالانلو*#، رضا تلچی**، کامبیز قائمی اسکویی***، لطیف ترابی نژاد****

* دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، طراحی کاربردی، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه ولی عصر رفسنجان، ایران

** دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، طراحی کاربردی دانشکده علوم و مهندسی، دانشگاه صنعتی شریف، پردیس بین الملل کیش، ایران

*** استادیار گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تهران، پردیس بین الملل کیش، ایران

**** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۲/۲۲ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۲۳

Investigate Screw Types of Implants in Implant Connection by Finite Element Method on Lateral Incisor Situation

Zeinab Arsalanloo*#, Reza Telchi**, Kambiz Ghaemi Osgouie***, Latifeh Torbianejad****

* Dept of Mechanical Engineering, School of Engineering, Vali-e-Asr. University, Rafsanjan, Iran

** School of Science and Engineering, Sharif University of Technology, International Campus, Kish, Iran

*** Department of Mechatronics, University of Tehran, Kish International Campus, Iran

**** Dentist

Received: 12 May 2014 ; Accepted: 14 December 2014

Introduction: In addition to successful osseointegration, the goal of the modern implant therapy is to provide an esthetic and functional restoration similar to natural dentition. To this end, lots of problems still remain, including a loose abutment which often leads to patient dissatisfaction. Herein, it is aimed to investigate the mechanical properties, contact surface design in screw type abutments.

Materials & Methods: In the present study, five implant systems were evaluated through 103 finite element complex models subjected to static, dynamic, thermal, and cyclic loads to simulate stress distribution in abutments and fixtures in the lateral incisor position.

Results: Between the two types of the threaded abutments, one-piece screw abutments showed higher stiffness than two-piece abutments with retain screws.

Conclusions: Despite the higher resistance of one-piece abutments compared to the two-piece abutments in internal connection implant systems, due to the diverse designs of implants, the results may vary in different systems. Hence, improvements in the design of the connection between the internal fixture and the abutment, holds a significant role in the loosening resistance.

Key words: Dental implant, lateral incisor, screw loosening, screw abutment, finite element analysis.

Corresponding Author: rezatelchi@gmail.com, rezatelchi@sharif.edu

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 21-34 .

چکیده

مقدمه: هدف درمان ایمپلنت‌های مدرن، علاوه بر موفقیت‌آمیز بودن کاشت ایمپلنت، فراهم آوردن عملکرد، زیبایی و پایداری، مشابه دندان طبیعی است. یکی از مشکلاتی که اغلب در ایمپلنت‌های دندانی مشاهده شده و باعث عدم رضایت بیماران می‌گردد، شل شدن اباتمنت می‌باشد. لذا هدف این تحقیق، بررسی ویژگی‌های مکانیکی، طراحی سطح تماس فیکسچر- اباتمنت، در سیستم‌های ایمپلنتی با انواع اباتمنت‌های پیچی (یک/دو تکه) بود.

مولف مسؤول، نشانی: ارومیه، خیابان شهید دستغیب، خیابان مدیریت، روبروی مجتمع آپارتمانی لاله، پلاک ۱۳۸، کدپستی: ۵۷۴۷۹۱۶۷۳، تلفن: ۰۹۱۴۷۹۴۱۱۴۶

E-mail: rezatelchi@gmail.com, rezatelchi@sharif.edu

مواد و روش‌ها: تحقیق حاضر، ۵ نوع سیستم ایمپلنتی تجاری، با حدود ۱۰۳ مدل سه بعدی مربوط به مجموعه فیکسچر- اباتمنت، را پس از مدل‌سازی دقیق و شبیه‌سازی تحت اثر بارهای استاتیکی، دینامیکی و سیکلی در موقعیت دندان لترال مورد تحلیل المان محدود قرار داد.

یافته‌ها: به طور کلی اباتمنت‌های پیچی یک تکه، مقاومت بالاتری نسبت به انواع همراه با پیچ نگهدارنده (دو تکه) در برابر شل‌شدگی نشان دادند.

نتیجه‌گیری: توجه به طراحی قسمت اتصال و چگونگی طراحی‌های داخلی فیکسچر و اباتمنت می‌تواند در میزان مقاومت به شل‌شدگی موثر باشد.

کلمات کلیدی: ایمپلنت دندانی، دندان لترال، اباتمنت پیچی، آنالیز المان محدود.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۳۴-۲۱.

مقدمه

موفقیت ایمپلنت دندانی، به پایداری اولیه و طولانی مدت، یکپارچگی آن و عوامل موثر در طراحی آن، مانند جنس، ابعاد و اندازه، روش کاشت، عوارض ناشی از بافت نرم اطراف و در نهایت پیچیدگی‌های مکانیکی، شامل طراحی اباتمنت و تکنیک مورد استفاده برای پیچ اباتمنت، به منظور اتصال به ایمپلنت، بستگی دارد. اکنون تلاش‌های زیادی در جهت کاهش مشکل شل‌شدن پیچ و شکست آن، به‌ویژه در موارد جایگزینی تک‌دندان صورت گرفته، لیکن این معضل هنوز مرتفع نگردیده است. شل‌شدن پیچ، عوارضی همچون، شکایت بیمار از دردناک بودن، بیماری‌های پریودنتال زخم، تورم و عدم ثبات پروتز برای بیماران به دنبال خواهد داشت. طبق بررسی‌های به عمل آمده حداکثر نیروی محکم کردن پیچ، باید ۷۵٪ نیروی مورد نیاز جهت شکست پیچ باشد؛ تا حد مطلوب محکم کردن حاصل شود. انجام این طراحی در دهان ممکن نیست، چرا که اندازه پیچ تابع اندازه دندان است و استحکام اتصال استخوان و ایمپلنت محدودیت بیولوژیکی ایجاد می‌کند. در صورت کاربرد اصول مهندسی در محدوده حفره دهان مشکلات بالینی کمتر می‌شود.^(۱) جهت برقراری اتصالی محکم و حفظ آن میزان نیروی پیش‌بار باید بیشتر از نیروهای اکلوزالی باشد. پیش‌بار واقعی در سیستم ایمپلنت بسته به پرداخت و

پالیش سطوح، طرح پیچ، مواد و اصطکاک بین اجزا می‌باشد.^(۱-۲) در دهان بیمار، مشاهده پیچ شکسته و یا شل‌شده اباتمنت از دو بعد قابل ملاحظه است. اولاً با جایگزینی و مهارت‌های تکنیکی در تشخیص و حذف عواملی که باعث اعمال بار نابجا^۱ در سیستم شده‌اند، اباتمنت و ایمپلنت قادر به انجام فانکشن مجدد هستند. ثانیاً مکانیسم شکست ایمن^۲ در پیچ اباتمنت، بعنوان زنجیره ضعیف اتصال، می‌تواند از ایجاد مشکلات جدی‌تر، ممانعت نموده و از سایر اجزا و بافت‌های اطراف محافظت نماید و در واقع، اتصالی که قوی‌تر باشد می‌تواند با انتقال نیروهای بیشتر باعث آسیب رساندن به استخوان شود.^(۳) دربرگیرندگی محکم اجزا ضد چرخشی در ایمپلنت و اباتمنت، توزیع نیروها را از طریق گوشه‌ها ممکن می‌سازد و باعث ممانعت از چرخش پیچ اباتمنت می‌گردد؛ لذا مجموعه ایمپلنت اباتمنت خمیده شده، در صورت وجود تیرانس چرخشی زیاد، هنگام اعمال نیروها، پیچ اباتمنت می‌تواند تحت نیروهای پیچشی و خمشی قرار گرفته و شروع به شل‌شدن نموده و در نهایت، بشکند ولی اگر اباتمنت و ایمپلنت محکم یکدیگر را در بر گرفته باشند، توزیع نیروها از طریق این ساختار یکپارچه و در سیستم دو قطعه از طریق گوشه‌های هگز صورت می‌گیرد.

1. Over load
2. Fail safe

مقاومت داشته باشد. در مقابل، نوع اتصال داخلی، موجب توزیع بار در سطح فیکسچر شده که میزان شل‌شدگی را کمتر می‌کند.^(۱۰) بنابراین، اخیراً، در اکثر ایمپلنت‌ها از اباتمنت‌های نوع داخلی استفاده می‌شود. امروزه، با استفاده از اباتمنت‌های داخلی و مکانیزم اتصال پیچی اباتمنت-ایمپلنت، برخی مسائل مکانیکی از قبیل شل‌شدگی به هنگام تجاوز بارهای اکلوزال از میزان تعریف شده یا تغییر شکل‌های در اثر خزش در محل تماس اباتمنت-ایمپلنت مرفوع می‌گردند. طرح اتصال در محل اتصال ایمپلنت-اباتمنت، ممکن است بر عملکرد پروتز ایمپلنت، تأثیر بگذارد. برخی دیگر از محققان پیش‌بار واقعی به دست آمده در اجزاء را وابسته به طرح نهایی اتصال و اصطکاک بین اجزاء، با هندسه و خصوصیات مواد دانسته‌اند. برخی دیگر روی آلیاژها و خواص آن‌ها جهت کاهش شل‌شدن پیچ تأکید داشته‌اند.^(۱۱،۱۲) داشتن درک صحیحی از تمرکز تنش در ایمپلنت‌ها که تحت تأثیر شکل رزوه، گام پیچ، عرض، ارتفاع و عمق رزوه و زاویه تمایل ایمپلنت می‌باشند؛ برای ارزیابی شکست مجموعه ایمپلنت، اباتمنت و پیچ ضروری بوده و بدین منظور از روش المان محدود برای پیش‌بینی نقاط دارای بیشترین پتانسیل شکست تحت تأثیر بار استفاده می‌شود.^(۱۳)

از این رو هدف این تحقیق بررسی چگونگی اعمال تنش بر محل اتصال اباتمنت و ایمپلنت در موقعیت دندان لترال بود تا مقاومت به چرخش و شل‌شدگی آن‌ها را از طریق روش المان محدود مورد ارزیابی قرار دهد. بدین منظور از اباتمنت‌های پیچی یک تکه و دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده برای حالت اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم استفاده شد تا ارزیابی مورد نظر به شکل صحیحی انجام گیرد

در این حالت افزایش عمق و یا ارتفاع هگز، قدری به محافظت پیچ اباتمنت، در برابر نیروهای خمشی، از طریق انتقال نیرو به دیگر اجزا کمک می‌کند.^(۴) برخی دیگر از مطالعات، کاهش ارتفاع هگز را در ایجاد تغییرات معنی‌دار، در شل‌شدن پیچ و یا کاهش نیروی لازم برای باز کردن آن بعد از اعمال نیروها در سیکل‌های طولانی مدت، مؤثر ندانسته‌اند و علت آن را بیشتر مرتبط با تورک معکوس باز کردن اباتمنت در اولین بار بعد از محکم کردن پیچ دانسته‌اند.^(۵) در صورت وجود آزادی چرخشی، تورک مناسب پیچ اباتمنت، به تنهایی قادر به ممانعت از چرخش اباتمنت حول ایمپلنت در حد تیرانس چرخشی و سایش گوشه‌ها نمی‌باشد و این نیرو به تنهایی کفایت نمی‌کند. نکته بسیار مهم دیگر، به غیر از اعمال تورک مناسب، تطابق کافی و تماس کامل سطوح متقابل است. در غیر این صورت اعمال نیرو سبب چرخش اجزا ضد چرخشی اباتمنت، حول ایمپلنت می‌شود؛^(۶) ولی مطالعات دیگر با در نظر گرفتن اینکه موقعیت‌های اولیه قرارگیری با یکدیگر متفاوت است، جابجایی چرخشی اباتمنت را حول ایمپلنت در محدوده مشابهی گزارش نموده‌اند. مشاهدات نشان می‌دهد، اعمال نیروهای خارجی باعث اضمحلال تدریجی پیش‌بار شده و سپس بخاطر ارتعاشات و سایش سطوح متقابل و آزادسازی تنش نهفته پیچ‌ها شل می‌شوند.^(۷) در سیستم اتصال اباتمنت-ایمپلنت، پیچ اباتمنت نقش مرکزی برای پایداری مکانیکی و مقاومت خستگی ایفا می‌کند. پیچ اباتمنت ایده‌آل نیازمند به داشتن قطر حداقلی قسمت سری، شل نشدن، مقاومت خستگی بهینه، توانایی در برابر اضافه بار، توانایی بالا در انتقال و تحمل بار می‌باشد.^(۸،۹) به طور تئوریک، اتصال خارجی نوع هگز، می‌تواند مستعد شل‌شدگی در حالتی باشد که پیچ اباتمنت بایستی در برابر بارهای وارده

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، ۵ سیستم، در ۱۰۳ ترکیب ساختاری شامل ۲۶ مدل فیکسچر به همراه اجزای پروتزی متناظر با هر یک انتخاب گردید؛ که مشخصات ایمپلنت‌های انتخابی به شرح زیر می‌باشند:

دو نوع ایمپلنت شرکت نوبل Nobel Biocare Management AG Switzerland، با نام‌های تجاری، نوبل ریپلیس تیپر Nobel Replace TM Tapered و نوبل اسپیدی ریپلیس Nobel Speedy TM Replaced، ساخت کشور سوئیس. یک سری از ایمپلنت شرکت نئوبیوتک NeoBiotech، با نام تجاری، سی‌ام‌آی Neo CMI Implant Internal Submerged (IS) ساخت کشور کره جنوبی. یک سری ایمپلنت شرکت دنتیوم Implantium, Dentium, US Ltd، با نام تجاری ایمپلنتیوم ImplantiumFX34، محصول کشور آمریکا، ساخته شده در کشور کره جنوبی. یک سری ایمپلنت شرکت بیودنتا Biodenta Endosteal Implant، با نام تجاری آی‌تی‌آی ITA3537 ساخت کشور سوئیس. دو سری ایمپلنت پروتم ProTem محصول شرکت دیو DIO implant system، با نام‌های تجاری بال فیکسچر Ball Post Fixture (MFB202xx) و پست فیکسچر Fixture (MFP252xxH) ساخت کشور کره جنوبی. در ابتدا جهت آماده‌سازی این مدل‌ها، طی پروسه طولانی مدت (تصویر ۱)، مدل‌های دوبعدی از ابرنقاط مطابق نمونه ایمپلنت‌های واقعی تهیه گردیدند.

با توجه به این که هر کدام از دستگاه‌های اسکن خروجی با فرمت مخصوص خود دارند. و با وجود این که نرم افزار سالیدورکس علاوه بر دارا بودن ویژگی‌های منحصر به فرد طراحی، با داشتن ماژول‌های جانبی جهت آنالیز و سرعت تحلیل بالا و امکان تحلیل محدود و تحلیل، این امکان را برای پژوهشگر فراهم می‌آورد که هر

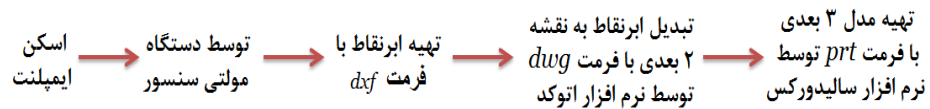
دو پروسه تبدیل از مدل ابر نقاط به مدل سطحی و مدل صلب را تواما انجام دهد. از این رو از این نرم افزار برای کوتاه‌تر کردن روند مدل سازی و همچنین جلوگیری از برخی مشکلات ناشی از محدودیت های طراحی استفاده شده است.

به دلیل حساس بودن ابعاد و کوچک بودن آنها و مهم و تاثیرگذار بودن تمام وجوه و جزئیات در روند طراحی و تحلیل ایمپلنت‌ها ابرنقاط این امکان را می‌داد که مدل‌سازی با جزئیات کامل و دقیق صورت پذیرد. مثلاً شیارها، زوایای داخلی پیچ و ... که با چشم غیر مسلح غیرقابل اندازه‌گیری‌اند و ... که باید قطعه مدل سازی می‌گردید که با روش حاضر تمام این موارد مدنظر قرار گرفته‌اند.

همچنین، جهت ارزیابی موقعیت دندان شماره دو، در فکین (تصویر ۲)، و تخمین ابعاد ابتدایی سکشن مورد نظر، مدل‌های فکین نیز به صورت مدل‌های ابرنقاط سه‌بعدی (تصویر ۳) آماده شدند.

مدل‌های ابرنقاط تهیه شده از سیستم‌های مختلف، توسط نرم‌افزار المان محدود، تبدیل به مدل‌های صلب (Solid) شدند. طبق منابع مختلف، بارهای متنوع و گوناگونی بر مجموعه دهان و فک وارد می‌شود. برای شبیه‌سازی نیروهای جویدن، سه مولفه نیرو با مقادیر نیروی ۱۷/۱، ۱۱۴/۶ و ۲۳/۴ نیوتن در سه راستای مختلف لینگوال، محوری و مزبودیستال بر ایمپلنت، به صورت سه بعدی، اعمال گردیدند. این نیروها به طور عمده، عمود بر صفحه اکلوزال در ناحیه قدامی و تنها در مدت زمان محدودی در طول روز رخ می‌دهد. از این رو، در این تحقیق، به موجب شبیه سازی نیروهای جویدن و بارهایی که از طریق جویدن غذا بر دندان‌ها اعمال می‌شوند و همچنین بارهای اعمالی در اثر عادات غیرفانکشنال، مانند

براکسیسم و کلنچینگ چهار مولفه فشار اهرمی بر مجموعه دندان‌ها و ایمپلنت‌ها اعمال گردید. مقادیر مولفه‌های فشارهای اهرمی به شرح جدول ۱، می‌باشند:

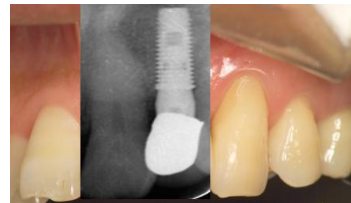


تصویر ۱: روند انجام گرفته برای مدل‌سازی ایمپلنت‌ها

ب- ایمپلنت کاشته شده در مدل مازول فک پایین



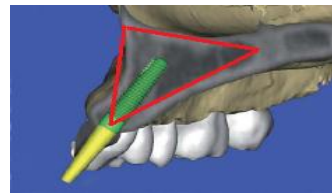
الف- عکس رادیوگرافی ایمپلنت کاشته شده در فک بالا



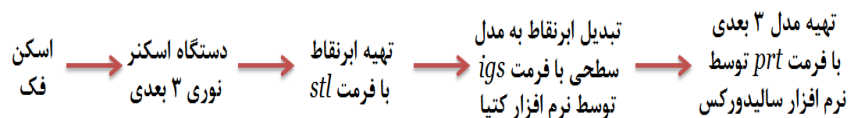
د- مدل تهیه شده توسط اسکن سه بعدی فک پایین



ج- ایمپلنت مدل شده در فضای استخوانی فک بالا



تصویر ۲: نماهای مختلف از فکین و ایمپلنت‌های کاشته شده



تصویر ۳: روند انجام گرفته برای مدل‌سازی فکین

جدول ۱: بارهای وارده روی کرسست استخوان در اثر فشارهای اهرمی

فشار اهرمی در جهت‌های مختلف (N/mm)				اثر اهرمی		
لینگویال عرضی	اکلوزال	ایپیکال	لینگویال	طول کانتی‌لور (mm)	ارتفاع اکلوزال (mm)	
۱۰۰	۲۰۰	۵۰	۱۰۰	۱۰	۱۰	
۲۰۰	۴۰۰	۵۰	۱۰۰	۲۰	۱۰	
۳۰۰	۶۰۰	۵۰	۱۰۰	۳۰	۲۰	
۱۰۰	۲۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۱۰	۲۰	
۲۰۰	۴۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۲۰	۲۰	
۳۰۰	۶۰۰	۱۰۰	۲۰۰	۳۰	۲۰	

برای خوراکی‌های گرم و ۱۵- درجه برای خوراکی‌های سرد فرض می‌گردد. مدت زمان این بار در هر سیکل جویدن و نوشیدن در حدود یک ثانیه فرض می‌شود، زیرا در مدت این زمان نوشیدنی‌ها، مستقیماً حفره دهان را سپری می‌کنند؛ از سوی دیگر خوراکی‌ها نیز در مدت یک ثانیه دمای اولیه خود را با محیط دهان مبادله و طی عملیات جویدن از حفره دهان خارج می‌شوند. بار حرارتی دیگری که ممکن است در زمان کاشت ایمپلنت بر استخوان اطراف به خصوص بخش غشایی اعمال شود، ناشی از بار دریل کردن می‌باشد. با فرض بر این که دمای دریل کردن نبایستی از ۴۷ درجه سانتیگراد تجاوز نماید، در این تحقیق، دمای بار حرارتی اعمالی در اثر سوراخ کردن استخوان فک، ۴۷ درجه سانتیگراد، فرض شد. مقدار دمای بیش از این محدوده، موجب تخریب موقت و حتی دائمی بافت استخوانی گشته و مانع از انجام یکپارچگی مناسب ایمپلنت و استخوان اطراف می‌گردد. علاوه بر بارهای ذکر شده، که در مدت زمان مشخص و به صورت موقت بر مجموعه ایمپلنت و استخوان اطراف

با توجه به مقادیر متفاوتی که در جهت‌های مختلف در نظر گرفته شدند؛ و با توجه به این که در ناحیه قدامی به دلیل کیفیت بهتر استخوان، این مقادیر، هر یک، به صورت حداکثر مقدار، لحاظ شده است، در این تحقیق به منظور ساده‌سازی و در نظر گرفتن شرایط حاد، مقادیر حداکثری در هر یک از جهت‌های ذکر شده اعمال شد. مقادیر بارگذاری فوق، بر قسمت میانی بالای مجموعه ایمپلنت- اباتمنت در جهت‌های مختلف اعمال شدند. این برآوردها، برای نیروها و فشارهای اهرمی، بر این فرض هستند، که یک فرد دارای سه وعده غذایی می‌باشد که هر وعده به مدت ۱۵ دقیقه به طول می‌انجامد و در طول این مدت به ازای هر دقیقه، ۶۰ سیکل جویدن صورت می‌پذیرد. با توجه به این توضیحات، بسامد عمل جویدن و متعاقب آن اعمال بارهای مذکور در حدود ۱ هرتز می‌باشد. با توجه به مقادیر فوق‌الذکر، هر فرد ۲۷۰۰ سیکل جویدن انجام می‌دهد. در اثر عبور غذاها و نوشیدنی‌ها، از مسیر دهان بار حرارتی بر دندان‌ها و ایمپلنت‌ها اعمال می‌شوند؛ که محدوده این بار حرارتی در حدود ۶۰ درجه سانتیگراد

با توجه به وجود اصطکاک مابین فیکسچر با اباتمنت، در هنگام تعیین نوع اتصال بین اجزا از حالت بدون نفوذ (دارای وضعیت اصطکاکی بین اجزا) استفاده an و مقدار اصطکاک بین اباتمنت و فیکسچر که معمولاً از جنس تیتانیوم می‌باشد، در حدود ۰/۳ در نظر گرفته شد. در این تحقیق، برای تمامی قسمت‌های ایمپلنت، فرض بر این بوده که، اجزا از جنس تیتانیوم و آلیاژهای آن، دارای ویژگی ایزوتروپیک الاستیک خطی بوده و اجزاء با جنس آلیاژی کبالت-کروم نیز با ویژگی ایزوتروپیک در نظر گرفته شدند. مواد مختلفی که در سیستم‌های مختلف مورد استفاده قرار گرفته‌اند، عبارتند از؛ عنصر تیتانیوم، تیتانیوم خالص تجارتي، آلیاژ تیتانیوم-کربن و آلیاژ تیتانیوم-آلومینیوم-وانادیوم. مواد مورد استفاده برحسب سیستم‌های مختلف، در جدول ۳، خلاصه شده‌اند.

یافته‌ها

با توجه به بارگذاری‌های اعمالی و انجام تحلیل‌های المان محدود، نتایج حاصل بر حسب سیستم‌های مختلف گویای نقاط ضعف و بحرانی به شرح زیر بودند:

نوع اتصال مورد استفاده در سیستم بیودنتا در اباتمنت مستقیم به صورت دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و در اباتمنت‌های زاویه‌دار به صورت صلب بود، از این رو نقاط بحرانی این سیستم در محدوده اتصالی اباتمنت و فیکسچر عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های مستقیم و زاویه‌دار، قسمت تغییر زاویه اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل تغییر قطر اباتمنت تا محدوده سوراخ ایجاد شده برای جایگذاری پیچ نگهدارنده در اباتمنت‌های مستقیم. محل سوراخ (بالای اباتمنت) در اباتمنت‌های مستقیم (تصویر ۴).

اعمال می‌گردند، بار ناشی از وزن جمجمه و مغز، بصورت بار دائمی و پیش بار، مجموعه فکین بالا و پایین را، تحت تأثیر قرار می‌دهد. مقدار این بار متناسب با بزرگی و کوچکی جمجمه تا حدودی متفاوت می‌باشد ولی مقدار متوسطی در حدود ۱۶ نیوتن همواره بر مجموعه فکین اعمال می‌کند. بار فشاری ناشی از بلعیدن غذاها و همچنین آب دهان، نیز جزء بارهایی است که تمام مدت شبانه روز، بر مجموعه دهان و دندان‌ها اعمال می‌شود، با این تفاوت که بار اعمالی در این حالت بار سیکلی بوده و در مدت خواب و بیداری فرد متفاوت می‌باشد. با فرض بر اینکه هر فرد به صورت نرمال ۸ ساعت از شبانه روز را در خواب سپری نماید و بقیه ۱۶ ساعت دیگر را در بیداری باشد، بار فشاری ناشی از بلعیدن، به صورت جدول ۲، قابل خلاصه نویسی است:

بار دیگری که مربوط به مرحله نصب فیکسچر و بستن سایر اجزای پروتز بر روی آن می‌باشند، با توجه به مقادیر دقیق اعلام شده در کاتالوگ دستورالعمل جراحی هر سیستم، در پروسه بارگذاری لحاظ شده‌اند. در این تحقیق، تحلیلی غیرخطی با توجه به بارهای وارده مذکور به صورت ترکیبی از تحلیل‌های استاتیکی، دینامیکی، حرارتی، سیکلی و نوسانی بر ایمپلنت‌ها اعمال گردید. به منظور تحلیل از روش المان محدود به سبب دقت بالای آن بهره برده شد. مبنای مدل‌های المان محدود براساس شرایط مرزی ثابت بوده و از این رو، تمام مجموعه به صورت جسم صلب (Solid) در نظر گرفته شده است. بمنظور اعمال حالت صلب بین اجزای مختلف، از قید ابعاد ثابت^۱ استفاده شده، و در طی شبیه‌سازی یک اتصال همبند^۲ بین آن‌ها در نظر گرفته شد. البته قابل ذکر است که

1. Fixed Geometry

2. Bond

جدول ۲: بار سیکلی ناشی از فشار بلعیدن

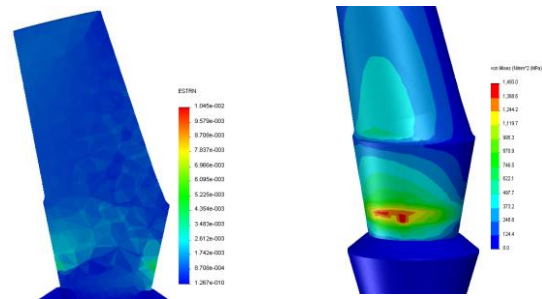
مدت زمان اعمال بار فشاری	مقدار بار در هر عمل بلع	تکرار عمل بلع در هر ساعت	فشار کلی اعمالی
۱۶ ساعت بیداری	۵ پاسکال	۲۵ بار	۲۰۰۰ پاسکال
۸ ساعت خواب	-	۱۰ بار	۴۰۰ پاسکال

جدول ۳: مواد اجزای تشکیل دهنده

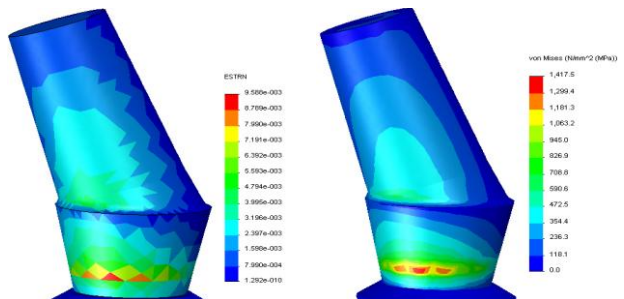
سیستم‌های ایمپلنتی به تفکیک مواد مختلف					اجزای مختلف ایمپلنت
CMI	Implantium	Biodenta	Nobel	DIO	
تیتانیوم	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	تیتانیوم	تیتانیوم ناخالص	فیکسچر
تیتانیوم	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	تیتانیوم ناخالص	اباتمنت
تیتانیوم	تیتانیوم	Ti-6Al-4V	تیتانیوم	-	پیچ

اباتمنت‌های زاویه‌دار سیستم نئویوتک (سی‌ام‌آی) به صورت دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و اباتمنت‌های مستقیم به صورت اباتمنت‌های صلب (پیچی) بودند. نقاط بحرانی این سیستم در محدوده اتصالی اباتمنت و فیکسچر عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار، قسمت تغییر زاویه اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار.

تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه بیودنتا



تنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه بیودنتا با رنگ‌بندی تفکیکی



تصویر ۴: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم بیودنتا

نقاط بحرانی در اباتمنت‌های صلب عبارت بودند از: محل تماس با فیکسچر در اباتمنت مستقیم، محل آچارخور (قسمت فوقانی اباتمنت) اباتمنت مستقیم، قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت در اباتمنت مستقیم.

با در نظر گرفتن، محل‌های بحرانی، می‌توان تنش‌های و کرنش‌های مربوط به هریک از نقاط را به تفکیک سیستم‌های مختلف به صورت جدول ۴، بیان نمود:

برای این که اتصال اباتمنت-ایمپلنت در ایمپلنت‌های مورد بررسی سیستم نوبل دارای اباتمنت پیچی نبود، از این حیث از رده بررسی خارج شدند. در مورد سیستم DIO نیز فقط ایمپلنت‌های نوع مینی ایمپلنت استفاده شده که یک تکه بوده و اباتمنت جداگانه نداشتند تا مورد بررسی تحلیلی قرار گیرند.

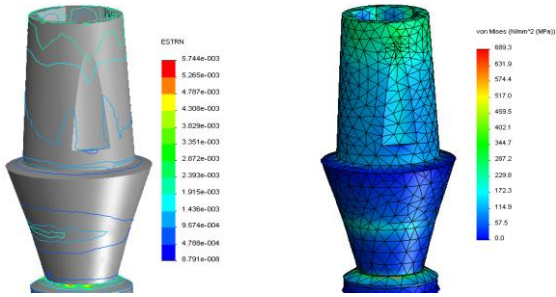
نقاط بحرانی در اباتمنت‌های صلب (پیچی)- بدون نیاز به پیچ نگهدارنده عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های مستقیم، قسمت فوقانی اباتمنت (محل آچار خور) مستقیم، تغییر قطر و حوالی آن در اباتمنت‌های مستقیم (تصویر ۵).

سیستم دنتیوم (ایمپلنتیوم) دارای اباتمنت‌های صلب (پیچی) و دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده بودند. نقاط بحران در این سیستم عبارت بودند از: قسمت بالای محل اتصال بر روی اباتمنت در انواع اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم، محل تماس با فیکسچر در اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم، محل تغییر زاویه در اباتمنت‌های زاویه‌دار، محل سوراخ برای جایگزینی پیچ نگهدارنده (تصویر ۶).

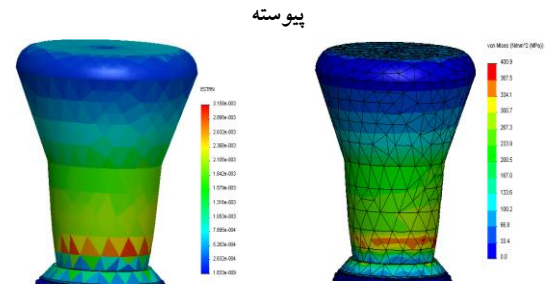
جدول ۴: مقادیر تنش و کرنش در نقاط بحرانی به تفکیک سیستم‌ها

نوع اباتمنت	نقاط بحرانی							
	نقطه ۱		نقطه ۲		نقطه ۳		نقطه ۴	
	کرنش	تنش	کرنش	تنش	کرنش	تنش	کرنش	تنش
یبودنتا	۱۵ درجه	۰/۰۱۰۴	۳۱۱/۰	۰/۰۰۲۱	۵۳۴/۴	۰/۰۰۳۹	۱۴۹۳/۰	
	۲۵ درجه	۰/۰۰۹۵	۳۶۱/۸	۰/۰۰۲۷	۶۳۶/۱	۰/۰۰۳۹	۱۴۱۷/۵	
	مستقیم	۰/۰۰۳۹	۴۴۰/۶	۰/۰۰۱۹	۳۹۰/۶	۰/۰۰۳۳	۵۸۷/۲	
سی‌ام‌آی	ترمیمی	۰/۰۰۳۱	۲۸۸/۲	۰/۰۰۱۷	۱۰۰/۲	۰/۰۰۰۶	۴۰۰/۹	۲۳۳/۹
	صلب پیچی	۰/۰۰۱۶	۴۸۴/۸	۰/۰۰۲۷	۱۶۱/۶	۰/۰۰۱۳	۲۴۲/۴	
	۱۵ درجه	۰/۰۰۷۸	۳۲۲/۸	۰/۰۰۲۴	۳۰۰/۸	۰/۰۰۲۳	۱۰۳۱/۴	
	۲۵ درجه	۰/۰۰۵۹	۸۲۰/۵	۰/۰۰۵۱	۳۲۴/۶	۰/۰۰۲۵	۸۶۵/۶	
ایمپلنتیوم	۱۵ درجه	۰/۰۰۶۱	۴۸۴/۶	۰/۰۰۳۹	۳۰۶/۳	۰/۰۰۲۵	۸۱۸/۸	۳۴۰/۲
	۲۵ درجه	۰/۰۰۳۸	۵۶۲/۶	۰/۰۰۴۰	۲۸۱/۳	۰/۰۰۲۰	۴۹۲/۴	
	ترکیبی پیچی	۰/۰۰۴۱	۶۶۹/۸	۰/۰۰۴۹	۳۳۵/۴	۰/۰۰۲۲	۵۵۴/۱	
	دو تکه	۰/۰۰۰۲	۲۵۸/۵	۰/۰۰۱۳	۳۱۵/۹	۰/۰۰۲۳	۶۸۹/۳	

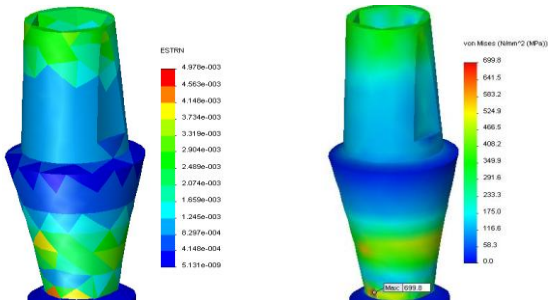
تنش و کرنش در اباتمنت دو تکه (Dual) دنتیوم



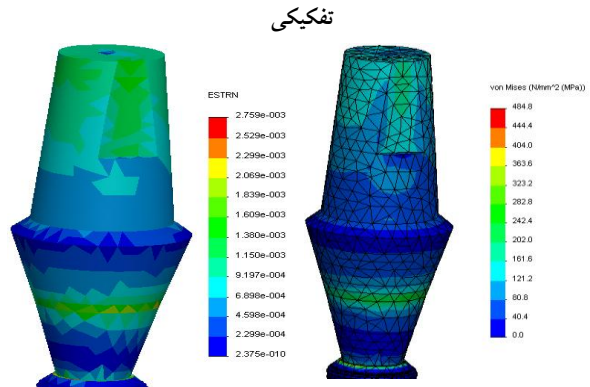
تنش و کرنش در اباتمنت مستقیم ترمیمی نئویوتک با رنگ‌بندی پیوسته



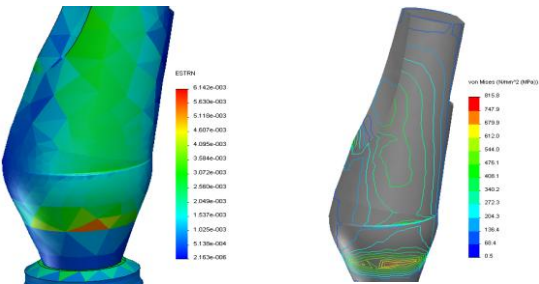
تنش و کرنش در اباتمنت صلب پیچی (کمی) دنتیوم



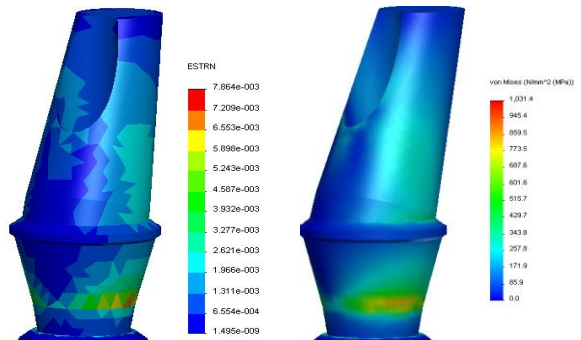
تنش و کرنش در اباتمنت مستقیم صلب نئویوتک با رنگ‌بندی تفکیکی



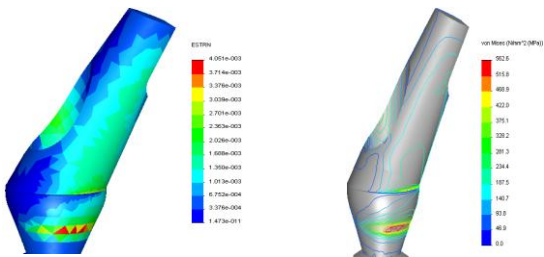
تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه دنتیوم



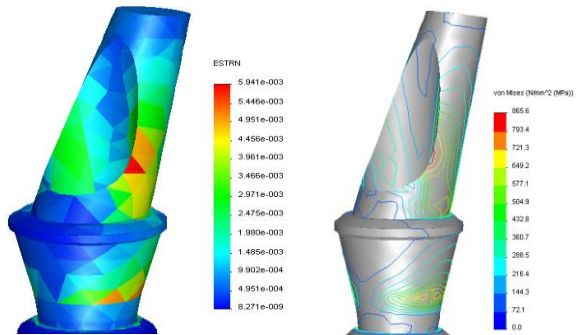
تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه نئویوتک



تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه دنتیوم



تنش و کرنش در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه نئویوتک



تصویر ۶: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم دنتیوم (ایمپلنتوم)

تصویر ۵: تنش و کرنش در اباتمنت‌های متنوع سیستم نئویوتک

بحث

طبق مطالعات پیشین، گزارش شده است که در شرایطی ممکن است تنش‌های کمتر از حد نهایی استخوان موجب شکست استخوان گردد؛ معمولاً در چنین شرایطی، علت عمده، خستگی ناشی از بارهای سیکلی و ارتعاشی می‌باشد که منجر به شکست خستگی شده و به تبع آن شکست زودهنگام استخوان پیش از رسیدن تنش‌های وارده به حد نهایی را در پی خواهد داشت.^(۱۴) با توجه به ساختارهای متفاوت اباتمنت، انواع مختلفی در درمان‌های ایمپلنتی مورد استفاده قرار گرفته که هر یک از آنها به دلایل مختلفی از قبیل ایجاد پایداری اولیه بالاتر، جلوگیری یا به حداقل رساندن میکروگپ، جلوگیری از شل شدن اباتمنت و بهینه نمودن مقاومت خستگی ساختار اباتمنت مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از عواملی که موجب ایجاد وضعیت خستگی و متعاقب آن شکست زودهنگام درمان ایمپلنت می‌گردد، شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده آن می‌باشد. اباتمنت‌های مرسوم معمولاً دارای سه نوع طراحی اصلی بوده که شامل طرح مخروطی، طرح قفل اصطکاکی، سیستم اس‌پیلاین (Spline) و طرح پیچی می‌باشند. طرح پر کاربرد اتصال اباتمنت به فیکسچر، طرح پیچی است که این طرح با در نظر داشتن ویژگی‌های خوب ارائه شده توسط رزوه‌های پیچی، بیشتر مورد توجه تولیدکنندگان ایمپلنت بوده است. هر چند در بین سیستم‌های ایمپلنتی موجود، از سایر طرح‌های ذکر شده نیز استفاده شده است، ولی به دلیل تکرار کاربرد طرح پیچی و اینکه خود دارای دو نوع طراحی متفاوت می‌باشد، بررسی به صورت مجزای آن مورد توجه این تحقیق بوده است. در طراحی اباتمنت‌های پیچی، طرح نخست، اباتمنت‌هایی با انتهای رزوه‌دار بوده که مستقیماً با رزوه‌های موجود در قسمت فیکسچر درگیر شدند. به این

طرح‌ها معمولاً اصطلاح صلب یا پیچ دار اطلاق می‌شود. طرح دوم در اباتمنت‌های پیچی استفاده از پیچ نگهدارنده بوده که از داخل سوراخ ایجاد شده در سرتاسر اباتمنت عبور کرده و نهایتاً در قسمت انتهایی با فیکسچر محکم می‌گردد؛ این طرح نیز معمولاً با اصطلاح اباتمنت‌های دوتکه با پیچ نگهدارنده شناخته می‌شوند. هر دو سیستم در بین سازندگان سیستم‌های ایمپلنتی طرفداران خود را دارد، از اینرو در این قسمت از این تحقیق، به بررسی دقیق‌تر این دو نوع اباتمنت پرداخته تا با مقایسه بین آنها بهترین نوع اباتمنت پیچی انتخاب و معرفی گردد. در این راستا، تحلیل‌های المان محدود تحت انواع بارگذاری‌ها صورت گرفته و نتایج حاصل از آنها برحسب انواع اباتمنت‌ها و سیستم‌های ایمپلنتی تهیه گردیده اند. طبق این نتایج که نشانگر محل‌های ضعف در اباتمنت و همچنین نقاط بحرانی در محل اتصال در انواع مجموعه‌های ایمپلنتی می‌باشند، می‌توان نتیجه‌گیری در مورد انتخاب بهترین نوع اباتمنت را به منظور داشتن بهترین نتایج در راستای جلوگیری از شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده انجام داد.

با توجه به نتایج حاصل بر حسب تنش و کرنش‌های اعمالی در نقاط بحرانی می‌توان نتایج کلی زیر را برداشت نمود:

در سیستم بیودنتا، تنش به نسبت کمتری در محل تماس اباتمنت و فیکسچر بر انواع اباتمنت زاویه‌دار پیچی صلب به نسبت اباتمنت مستقیم دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده وارد می‌شود. در قسمت بالای محل تماس بر روی اباتمنت، اباتمنت‌های زاویه‌دار، مشاهده می‌شود که تنش اعمالی بیشتری به اباتمنت با زاویه کمتر اعمال می‌شود. تنش وارده بر اباتمنت مستقیم در قسمت بالاتر از محل اتصال در مقایسه با اباتمنت‌های زاویه‌دار مقدار به

فیکسچر و اباتمنت مقاومت به شل‌شدگی اباتمنت ۲۵ درجه بیشتر از اباتمنت ۱۵ درجه بود.

در مقایسه اباتمنت دوال (Dual) و کمبی (Combi)، تنش وارده بر اباتمنت دو تکه، در محل تماس به مراتب کمتر از نوع یک تکه بود که علت این امر می‌تواند ناشی از درگیری مستقیم بین اباتمنت یک تکه پیچی صلب و فیکسچر برقرار باش؛ چراکه، بدلیل پیچی بودن تماس مستقیم ایجاد شده وضعیت صلب‌تری بین فیکسچر و اباتمنت برقرار می‌گردد. در قسمت بالای محل تماس بر اباتمنت دو تکه، تنش بیشتری اعمال شده که نشانگر برتری نسبی در طراحی نوع صلب پیچی می‌باشد که می‌تواند در اثر شیب کمتر قسمت‌های مخروطی (تپیر) آن باشد.

در مقایسه بین سیستم‌های مختلف نتایج زیر قابل دستیابی می‌باشند:

با مقایسه صورت گرفته بین اباتمنت‌های مستقیم دو سیستم بیودنتا و نئوبیوتک مشاهده می‌شود که در محل تماس با فیکسچر، تنش بالاتری بر محل اتصال در سیستم بیودنتا اعمال می‌شود. با مقایسه اباتمنت ۱۵ درجه در هر دو سیستم مشاهده می‌شود که تنش بالاتری در محدوده اتصال بر اباتمنت زاویه‌دار سیستم بیودنتا اعمال می‌شود. در محدوده تماسی، تنش بمراتب بیشتری بر اباتمنت ۲۵ درجه سیستم بیودنتا اعمال شده که حاکی از مقاومت به شل‌شدگی بیشتر این سیستم نسبت به سیستم نئوبیوتک است.

تنش‌های وارده بر محل تماس بیودنتا کمتر از ایمپلنتیوم بوده که با مقایسه طرح‌های مختلف مورد استفاده در هر دو سیستم، مقاومت به شل‌شدگی در ایمپلنتیوم بیشتر بوده است. با مقایسه قسمت فوقانی اباتمنت در هر دو نوع اباتمنت انتخابی مذکور قابل

مراتب کمتری را نشان می‌دهد. با مقایسه مقادیر تنش و کرنش در محدوده تماسی، اباتمنت‌های زاویه‌دار در حالت کلی مقاومت به شل‌شدگی کمتری از خود نشان می‌دهند. با مقایسه اتصال اباتمنت‌های یک تکه (پیچی صلب) و دو تکه (پیچی همراه با پیچ نگهدارنده) تنش کمتری به اتصال اباتمنت‌های دو تکه اعمال می‌گردد.

در سیستم نئوبیوتک (سی‌ام‌آی)؛ با مقایسه بین قسمت بالای محل اتصال فیکسچر و اباتمنت در دو نوع اباتمنت زاویه‌دار (۱۵ و ۲۵ درجه) دو تکه همراه با پیچ نگهدارنده و دو نوع اباتمنت مستقیم (ترمیمی و صلب پیچی) یک تکه پیچی، مشاهده می‌شود که اباتمنت‌های یک تکه تنش به مراتب کمتری را متحمل می‌شوند. در محل تماس فیکسچر و اباتمنت، اختلاف بین تنش‌های اباتمنت‌های زاویه‌دار و مستقیم کمتر بوده ولی با این وجود، تنش در محل تماس در اباتمنت‌های دو تکه بیشتر می‌باشد. در مقایسه محل تماس مشاهده می‌شود که تنش وارده در هر دو نوع اباتمنت زاویه‌دار تقریباً باهم برابر می‌باشد، هرچند مقدار وارده بر اباتمنت ۲۵ درجه تا حدودی بالاتر می‌باشد. مقایسه بین دو اباتمنت مستقیم حاکی از تنش وارده بیشتر در محل تماس بر اباتمنت صلب پیچی نسبت به اباتمنت ترمیمی است که این امر ناشی از نوع طراحی و ارتفاع بیشتر آن نسبت به نوع ترمیمی و همچنین تفاوت در جنس آن‌ها می‌باشد. از سوی دیگر، با توجه به تفاوت‌های ساختاری، دو نوع اباتمنت مستقیم و تغییر قطر با شیب تندتر در اباتمنت ترمیمی، تنش بیشتری بر آن در قسمت بالاتر از محل تماس اعمال می‌شود.

در سیستم دنتیوم (ایمپلنتیوم)؛ با توجه به نتایج حاصل از اباتمنت‌های زاویه‌دار، مشاهده می‌شود که تنش بیشتری بر محل تماس بر اباتمنت ۲۵ درجه نسبت به اباتمنت ۱۵ درجه اعمال می‌شود، از این رو، در محدوده تماس

شرایط واقعی بارگذاری لحاظ گردد که این مورد برای اولین بار مورد تحلیل قرار گرفته است. در برخی مقالات بدلیل پیچیدگی هندسه‌ی فک، المان‌های مناسب انتخاب نشده‌اند، این در حالی است که مطالعه حاضر با بررسی اشکال متنوع المان‌ها، تعداد المان و نودها، و با تحلیل چندباره و بهینه سازی المان‌ها، سعی شده تا نتایج بهینه (اپتیمال) حاصل گردند. استفاده از مدل‌های واقعی ایمپلنت با بهره‌گیری از اسکنرهای مدرن دو و سه بعدی، و در نظر داشتن نهایت دقت در مدل‌سازی ایمپلنتی فکین و رعایت جزئیات خاص طراحی از قبیل جزئیات پیچ‌ها، شیارهای داخلی و خارجی، میکروتوردها و سلف‌تپینگ برای تطابق نتایج با مطالعات تجربی، از دیگر نوآوری‌های برجسته تحقیق بوده است. این در حالی است که در برخی مقالات ایمپلنت‌های استوانه‌ای با سطحی صاف که میزان تنش را کمتر از حد انتظار در سطح تماس استخوان-ایمپلنت اعلام می‌دارند، در نظر گرفته شده است. جامعه‌ی آماری بالا (۱۰۳ مجموعه ایمپلنتی) و در نظر داشتن تنوع در انتخاب ایمپلنت از نظر سیستمی، موجب افزایش دقت در روند تحقیق گردیده است. بررسی رفتار استاتیکی، دینامیکی، سیکلی و حرارتی مجموعه‌های ایمپلنتی و اعمال جداگانه و همزمان انواع بارها موجب تطبیق بهتر نتایج حاصل با نتایج تجربی گردیده است. قابل ذکر است که تمامی این موارد با در نظر داشتن روند انجام تحقیق قابل شناسایی می‌باشد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی اباتمنت‌های پیچی صلب، مقاومت بالاتری نسبت به انواع همراه با پیچ نگهدارنده در برابر شل‌شدگی نشان می‌دهند. اباتمنت‌های زاویه‌دار در حالت کلی تمایل به شل‌شدگی بیشتری نسبت به اباتمنت‌های مستقیم دارند. اباتمنت زاویه‌دار ۱۵ درجه از نظر شل‌شدگی مقاومت

مشاهده است که، تنش وارده بر بیودنتا بیشتر از اباتمنت ایمپلنتیوم بوده است.

تنش وارده بر محل تماس اباتمنت با فیکسچر، در بیودنتا کمتر از ایمپلنتیوم بوده، لذا در حالت پیچی نیز وضعیت بهتری برای اباتمنت ایمپلنتیوم نسبت به سیستم بیودنتا در برابر شل‌شدگی وجود دارد.

در مورد اباتمنت‌های ۱۵ درجه زاویه‌دار دو سیستم، با مقایسه محل تماس و قسمت بالایی آن بر روی اباتمنت می‌توان نتیجه گرفت، وضعیت مقاومت در برابر شل‌شدگی در سیستم بیودنتا خیلی بهتر از سیستم ایمپلنتیوم بوده که ناشی از ارتباط پیچی مستقیم اباتمنت بیودنتا در مقابل اباتمنت دو تکه نئوبیوتک می‌باشد.

در مورد اباتمنت‌های زاویه‌دار ۲۵ درجه دو سیستم، همانند حالت ۱۵ درجه، در محدوده تماسی تنش‌های بالاتری بر اباتمنت بیودنتا اعمال می‌گردد. از نظر اباتمنت‌های زاویه‌دار و چگونگی شل‌شدگی، وضعیت سیستم بیودنتا بهتر می‌باشد.

با توجه به موارد مذکور برخی نوآوری‌های خاص که مربوط به مطالعه حاضر می‌باشند را می‌توان بیان داشت. از جمله این موارد، می‌توان به بررسی دندان شماره دو که در مطالعات پیشین کمتر مورد توجه بوده است، اشاره نمود. از سوی دیگر به منظور انطباق نتایج تئوری تحقیق با مطالعات بالینی و تجربی، استنواپنتگیشن غیر صد در صدی و شرایط میکروگپ لحاظ گردید. اغلب مقالات، نیروی عمود بر سطح سوپراستراکچر را به عنوان نیروی وارده بر ایمپلنت و مجموعه دهان و دندان لحاظ کرده‌اند، اما در واقعیت و با رجوع به کتب مرجع و تحقیقات بالینی مشاهده می‌شود که علاوه بر نیروی اکلوزالی، سایر نیروها، گشتاورها و ... نیز بر مجموعه مذکور اعمال می‌گردند. در تحقیق حاضر با اعمال انواع بارهای وارده سعی شد

از این رو رتبه بندی نوع اباتمنت‌های پیچی در بین سیستم‌های انتخابی عبارتند از: بیودنتا، دنتیوم (ایمپلنتیوم)، نئوبیوتک (سی‌ام‌آی).

تشکر و قدردانی

از اساتید محترم دندانپزشک، جناب آقایان دکتر، حمید حمیدی، هوشنگ مهدیزاده، داوود پورافشار، سرکار خانم دکتر زراعتیان، به واسطه راهنمایی‌های گرانقدرشان و آقایان مهندس عساکره، فتحی و کاظم‌پور، تقدیر و تشکر می‌نمایم.

پیشنهاد می‌گردد که به منظور ارزیابی نتایج حاصل از این تحقیق در مطالعات آتی مطالعه بالینی نیز بصورت همزمان صورت پذیرد تا با مقایسه نتایج تجربی و نرم‌افزاری نتایج دقیق‌تری حاصل گردند.

کمتری نسبت به اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه دارد. پایداری و ثبات اولیه در اباتمنت زاویه‌دار ۲۵ درجه بهتر از اباتمنت ۱۵ درجه می‌باشد. شکست خستگی ناشی از شل شدن اباتمنت یا پیچ نگهدارنده در اباتمنت ۲۵ درجه کمتر از ۱۵ درجه کمتر می‌باشد. هر قدر محدوده تماس، توانایی تحمل تنش بالاتری را داشته باشد، امکان شل‌شدگی اباتمنت کمتر خواهد بود. به طور کلی اباتمنت‌های بیودنتا نسبت به نئوبیوتک (سی‌ام‌آی) بهتر بوده و مقاومت بالاتری در برابر شل‌شدگی خواهند داشت. اباتمنت‌های مستقیم، دنتیوم (ایمپلنتیوم) بهتر از بیودنتا و اباتمنت‌های زاویه‌دار بیودنتا بهتر از دنتیوم (ایمپلنتیوم) می‌باشند.

منابع

1. Will C, Martin R, Barbara H, Miller W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001; 86(1): 24-32.
2. Kayabasi O. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006; 37(10): P. 649-58.
3. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect overview. J Oral Implantol 2003; 299(5): 242-5.
4. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screw. J Prosthet Dent 2002; 88(2): 183-91.
5. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(4): 519-26.
6. Nele Van Assche. Correlation between early perforation of cover screws and marginal bone loss: A retrospective study. J Clin Periodontol 2008, 35(1): 76-9.
7. Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: The pickup technique. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(4): 524-33.
8. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant supported single crowns. Clin Oral Impl Res 2008; 19(2): P. 119-30.
9. Kreissl ME, Gerd T, Mucche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Impl Res 2007; 18: P. 720-6.
10. Jae-Hoon Lee, Val Frias, Keun-Woo Lee. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. J Prosthet Dent 2005; 94(4): 377-81.
11. Ernekli C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An *in vitro* load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(5): 733-7.
12. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: A 10-year life table analysis of 468 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18(6): 826-34.
13. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech 2007; 40(11): P. 2377-85.

مقایسه اثرات آنتی باکتریال ماده ضد عفونی کننده ایرانی Disept با مواد ضد عفونی کننده Helvemed forte و Micro10 enzyme

احسان آزما*، مهرداد صادقی خانجانی**، احسان کاظم نژاد لیلی***، مینو باقرنیا****

* استادیار بیماری های دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، مرکز تحقیقات بیماری های تکاملی دهان، فک و صورت. دانشگاه علوم پزشکی گیلان. رشت، ایران

** دکترای علوم آزمایشگاهی، آزمایشگاه مرجع رشت، مرکز تحقیقات بیماری های تکاملی دهان، فک و صورت. دانشگاه علوم پزشکی گیلان. رشت، ایران

*** دکترای آمار حیاتی، استادیار گروه پزشکی اجتماعی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان، مرکز تحقیقات بیماری های تکاملی دهان، فک و صورت. دانشگاه علوم پزشکی گیلان. رشت، ایران

**** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۲/۱۱ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۸/۲۰

Comparison of the antimicrobial effects of Iranian disinfectant Disept with disinfectants Helvemed forte and Micro10 enzyme

Ehsan Azma*, Mehrdad Sadeghi Khanjani**, Ehsan Kazemnejad Leili***, Minoo Baghernia****

* Assistant Professor, Dept of Oral & Maxillofacial, Oro-Maxillofacial Developmental Disease Research Center, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, Iran

** Oro-Maxillofacial Developmental Disease Research Center, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, Iran

*** Assistant Professor, Dept of Community Dentistry, Oro-Maxillofacial Developmental Disease Research Center, Guilan University of Medical Sciences, Rasht, Iran

**** Dentist

Received: 1 May 2014 ; Accepted: 11 November 2014

Introduction: Quarternary ammonium compounds are a group of chemical compounds that are antiseptic and are used to disinfect surfaces and dental devices nowadays. In this study, the antimicrobial effects of disinfectant Disept, Micro10 enzyme and Helvemed forte on dental instruments contaminated with Staphylococcus aureus and Candida albicans were compared.

Materials & Methods: In this experimental study, 88 drills were divided into four equal groups and using on autoclave, were sterilized. Burs were immersed in Staphylococcus aureus and Candida albicans suspension. Burs contaminated with the microorganisms in group A were placed in the antiseptic solution Helvemed forte, Group B in Micro10 enzyme and Group C in Disept and were them Set in BHI culture environment. Next, the polluted environment was cultivated with candida albicans in sabouro dextrose agar and in SBA for staphylococcus aureus. Group D as controls were cultured without exposure to the disinfectant solution. The data were analyzed usage SPSS software and chi square test. $P < 0.05$ were considered significant.

Results: No microbial growth was observed in the first 3 groups but in group D (control), culture was positive.

Conclusion: Disinfectant Iranian solution Disept at a concentration of 5% is similar to products Micro10 enzyme and Helvemed forte. Disept is cheaper and more available compared to the other products.

Key words: Disinfection, antibacterial, candida albicans, staphylococcus aureus.

Corresponding Author: kazem_eh@yahoo.com, eh_kazem@gums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 35-42 .

چکیده

مقدمه: ترکیبات آمونیم چهارتایی گروهی از ترکیبات شیمیایی ضد عفونی کننده هستند که امروزه در ضد عفونی کردن سطوح و وسایل دندانپزشکی کاربرد زیادی دارند. در این مطالعه اثرات آنتی باکتریال ضد عفونی کننده Dissept با Helvemed forte و Micro10 enzyme روی وسایل دندانپزشکی آلوده سازی شده با استافیلوکوک طلایی و کاندیدا آلبیکانس مقایسه شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، ۸۸ فرزند مستعمل به ۴ گروه مساوی تقسیم و توسط اتوکلاو استریل شدند. سپس داخل سوسپانسیون استافیلوکوک طلایی و کاندیدا آلبیکانس غوطه‌ور شدند. فرزهای آلوده شده به میکروارگانسیم‌های مورد نظر در گروه A درون Helvemed forte، گروه B در Micro10 enzyme و گروه C داخل Dissept قرار داده شدند. پس از گذشت زمان مشخص، نمونه‌ها خارج شده و در محیط کشت مایع قرار گرفتند، سپس محیط‌های آلوده شده با استافیلوکوک در محیط جامد SBA و محیط‌های آلوده شده با کاندیدا آلبیکانس در محیط جامد سابورد کستروز آگار کشت داده شدند. گروه D به عنوان گروه شاهد، بدون قرار گرفتن در داخل محلول ضد عفونی کننده کشت داده شد. در بررسی نتایج از نرم افزار SPSS و آزمون Chi-square با سطح معنی داری $P < 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها: پس از مدت زمان سپری شده و بررسی نتایج کشت، در سه گروه مورد هیچگونه رشد میکروبی مشاهده نگردید ولی در گروه شاهد نتیجه کشت مثبت بود.

نتیجه گیری: قدرت ضد عفونی کنندگی محلول ایرانی Dissept در غلظت ۵٪ مشابه محصولات Micro10 enzyme و Helvemed forte است.

کلمات کلیدی: ضد عفونی، آنتی باکتریال، کاندیدا آلبیکانس، استافیلوکوک طلایی.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۴۲-۳۵.

مقدمه

در حیطه ارائه خدمات درمانی، انتقال بیماری‌های عفونی و به موازات آن پیشگیری از انتقال عفونت یکی از مهمترین جنبه‌های کاری می باشد. از آن جایی که معالجات دندانپزشکی به طور مستقیم با پراکنده شدن خون و بزاق همراه است، احتمال انتقال عفونت در افراد جامعه را به شدت بالا می برد و از علل مهم انتشار عوامل بیماری‌زا که گاهی حتی حیات فرد را به خطر می اندازند محسوب می گردند.^(۱) هدف از کنترل عفونت در محیط‌های دندانپزشکی، جلوگیری از انتقال عفونت از فردی به فرد دیگر است. این برنامه با ارزیابی عوامل خطر ساز آغاز و با طراحی و به کارگیری روش‌های مناسب حذف آنها پایان می یابد.^(۲)

معاینه و درمان بیماران متعدد طی یک روز کاری، ایجاد خونریزی حین اعمال دندانپزشکی، گوناگونی روزافزون سوش‌های میکروبی و ویروسی و همچنین پیدایش سوش‌های مقاوم، لزوم استفاده از ضد عفونی کننده‌ها و استریل کردن توسط مواد شیمیایی یا

استریل کردن حرارتی جهت زدودن آلودگی‌ها را بیش از پیش ضروری می سازد.^(۳و۴)

ترکیبات آمونیم چهارتایی (Quaternary) QAC (Ammonium Compounds) در ابعاد وسیعی به عنوان ضد عفونی کننده وسایل و تجهیزات پزشکی کاربرد دارند. منابع تحقیقات عمومی نشان می دهند که این ترکیبات خاصیت قارچ کشی، باکتری کشی و ویروس کشی دارند ولی قابلیت کشتن اسپور باکتری‌ها را ندارند.^(۵) به دلیل عدم توانایی نابودی تمامی میکروارگانسیم‌های پاتوژنیک، ترکیبات چهارتایی آمونیم از سال ۱۹۷۸ از لیست ترکیبات ضد عفونی کننده حذف شدند.^(۶) نسل جدید این ترکیبات در سال‌های دهه ۹۰ تولید و به عنوان ضد عفونی کننده‌های مؤثر بر علیه انواع سوش‌های میکروبی شناخته شدند. ترکیبات آمونیم چهارتایی جدید اصولاً برای بهداشت سطوح غیر بحرانی مثل کف، اسباب، تجهیزات و دیوارها استفاده می شوند. آمونیم‌های چهارتایی در برابر ویروس‌ها مثل نانو ویروس‌ها و ملتی ویروس‌ها و پلی ویروس‌ها تأثیر بیشتری داشته و در مدت

اهمیت می‌باشد. در میان طیف گسترده مواد ضدعفونی‌کننده موجود، انتخاب مواد ضدعفونی‌کننده با اثربخشی وسیع و اثرات جانبی کمتر از نظر دندانپزشکان حائز اهمیت فراوان است. هدف از این مطالعه استفاده از ماده ضدعفونی‌کننده Dissept در جهت ضدعفونی کردن وسایل دندانپزشکی و مقایسه اثرات آن با ترکیبات آمونیومی چهارتایی رایج در بازار بود تا در صورت مطلوب بودن اثرات ضدعفونی‌کنندگی آن بتوان به عنوان جایگزین محصولات مشابه خارجی در بازار از آن استفاده کرد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه که به صورت آزمایشگاهی انجام شد، ۸۸ فرزند مستعمل مورد استفاده قرار گرفت. در ابتدا فرزها به ۴ گروه ۲۲ تایی از گروه A تا D تقسیم شدند (۳ گروه مورد A و B و C و گروه شاهد D). این تحقیق در محیط آزمایشگاه مرجع زیر نظر استاد مشاور آزمایشگاهی طرح انجام شد.

پیش از شروع کار کلیه فرزهای مورد استفاده برای گروه‌های مورد A و B و C و گروه شاهد D اتوکلاو شدند. برای جلوگیری از ایجاد خطا پس از انجام مرحله اتوکلاو جهت اطمینان از صحت استریلیزاسیون فرزها، به صورت تصادفی یکی از فرزها در محیط کشت قرار داده شد و برای ۲۴ ساعت در انکوباتور ۳۷ درجه قرار گرفت و سپس به محیط جامد منتقل گردید که عدم رشد میکروب شاهدهی برای صحت استریلیزاسیون به وسیله اتوکلاو بود. در مرحله بعد آماده سازی سوسپانسیون‌های باکتریایی و قارچی صورت گرفت. در این مرحله ابتدا استافیلوکوک طلایی و کاندیداآلبیکانس در محیط کشت جامد رشد داده شدند. سپس از میکروب‌های فوق در محیط کشت مایع (Tissue soy broth) (TSB) سوسپانسیونی برابر استاندارد نیم

زمان ۱ الی ۲ دقیقه بر روی باسیل سل خاصیت باکتریوسیدال دارند.^(۷)

محلول‌های Micro10 و Helvemed دو نمونه مطرح از نسل جدید ترکیبات آمونیوم چهارتایی هستند. هر یک از این ترکیبات توسط استانداردهای معتبری از کشورهای مختلف مورد بررسی و آزمایش قرار گرفته و تأیید شده‌اند. (۱۱-۵)

محلول ضدعفونی‌کننده Dissept که در ایران ساخته می‌شود، در طبقه‌بندی آنتی‌سپت‌ها، به گروه ترکیبات چهارگانه آمونیوم تعلق دارد. میزان تأثیرگذاری آن کاهش حداقل ۱۰۵ در تمام سویه‌های میکروبی و کاهش حداقل ۱۰۴ در سویه‌های قارچی می‌باشد. Dissept بر روی میکروارگانیزم‌هایی مانند سود و موناس آئروژینوزا، اشرشیاکلی، استافیلو کوکوس ارئوس، باسیلوس سرئوس، اسپرزیلوس نایجر، کاندیدا آلبیکانس و ویروس‌ها تأثیرگذار می‌باشد و از بین برنده طیف وسیعی از باکتری‌های گرم مثبت و گرم منفی و انواع ویروس‌ها، قارچ‌ها و اسپور باکتری‌ها بوده و در غلظت‌های مناسب اثر بسیار سریع و طولانی مدتی روی انواع میکروارگانیزم‌ها دارد. محصول توانایی ضدعفونی کردن وسایل به روش غوطه‌ورسازی را در مدت زمان ۵ دقیقه دارا بوده و به روش اسپری کردن برای سطوح کارایی دارد. این ماده ضدعفونی‌کننده با داشتن مواد Corrosion inhibitor مانع از زنگ‌زدگی لوازم فلزی می‌گردد.

با توجه به کلونیزاسیون استافیلوکوک طلایی و کاندیداآلبیکانس در حفره دهان و اهمیت عفونت‌های متقاطع مرتبط با این میکروارگانیزم‌ها به ویژه در حیظه دندانپزشکی^(۱۲)، بررسی میزان اثربخشی محلول‌های ضدعفونی‌کننده بر روی میکروارگانیزم‌های مذکور حائز

جامد سابورو منتقل شدند. سپس محیط‌های مذکور در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد به مدت زمان ۲۴ ساعت قرار گرفتند. گروه D نیز به عنوان گروه شاهد همراه هر یک از گروه‌های A و B و C برای تأیید تأثیر مواد ضد عفونی کننده در نظر گرفته شد. فرزهای این گروه درون ماده ضد عفونی کننده قرار داده نشد و تنها از محیط آلوده به محیط کشت استریل منتقل گردید و برای مدت زمان ۲۴ ساعت در درون انکوباتور ۳۷ درجه قرار گرفت تا در مقایسه با محیط‌های فرزهای ضد عفونی شده تأثیر ماده ضد عفونی کننده بر روی فرزها مشخص گردد. محیط‌های کشت شاهد برای استافیلوکوک طلایی و برای کاندیدا آلبیکانس همراه با هر یک از گروه‌های مورد (A و B و C) جهت تأیید تأثیر مواد ضد عفونی کننده در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

برای اثبات عدم رشد باکتری و قارچ پس از طی مراحل و خروج از محیط مایع در محیط جامد (SBA) (Sheep blood agar) برای استافیلوکوک آرئوس و برای کاندیدا آلبیکانس محیط Saboro dextrose agar ساب کالچر گردید. محیط جامد به انکوباتور منتقل گردید، پس از طی مدت زمان ۲۴ ساعت در محیط جامد هیچ گونه تشکیل کلونی قارچ و باکتری در محیط‌های سابورو و SBA مشاهده نگردید و نتیجه کشت‌ها منفی بود. اثربخشی محلول‌های ضد عفونی کننده به کار رفته در جدول ۱ و نمودار ۱ مشخص گردیده است.

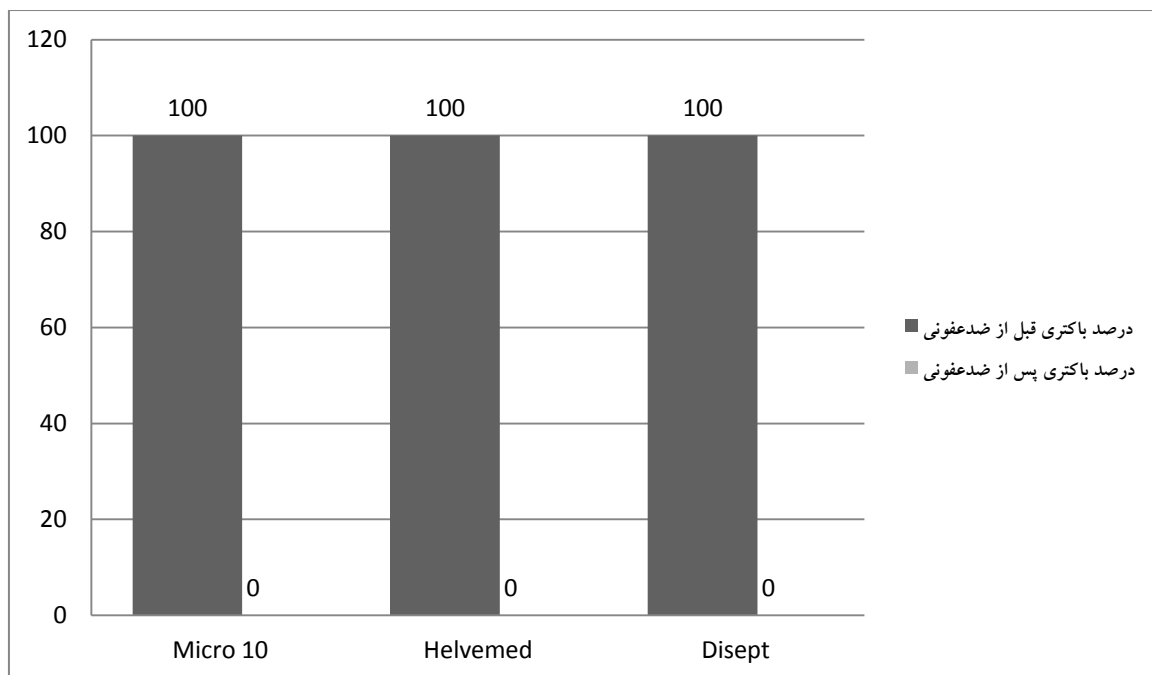
در گروه D که گروه شاهد عفونی بود و به صورت مجزا همراه هر یک از گروه‌ها برای مشخص شدن تأثیر ماده ضد عفونی کننده در نظر گرفته شد، نتیجه نهایی کشت میکروبی، مثبت بود.

مک فارلند (برای استاندارد کردن غلظت تلقیح و دارای ترکیبات اسیدسولفوریک ۱٪ و کلرید باریم ۱/۱۷۵٪ کدورت ایجاد کننده $10^8 \times 1/5$ CFU×ML) تهیه گردید. هر فرزند داخل یک لوله در سوسپانسیون فوق گذاشته شد و به مدت ۲۴ ساعت جهت آلوده سازی در انکوباتور ۳۷ درجه قرار گرفت. در مرحله سوم برای انجام ضد عفونی، فرزها از محیط‌های کشت خارج شده و به صورت جداگانه در ۲ پلیت استریل که یک پلیت مخصوص فرزهای خارج شده از محیط‌های استافیلوکوک و یک پلیت مخصوص فرزهای خارج شده از محیط‌های کاندیدا آلبیکانس بود، قرار گرفتند. سپس ۳ ظرف هم اندازه و یکسان، به صورت مجزا از ماده‌های ضد عفونی کننده مورد نظر بر اساس دستور استفاده کارخانه سازنده با ترکیب مشخص شده از ماده ضد عفونی کننده و آب آماده شد، بدین صورت که برای گروه A از ماده Helvemed آبی، برای گروه B از ماده Micro10enzyme و برای گروه C از ماده Disept استفاده شد. در ادامه فرزهای آلوده شده به استافیلوکوک طلایی و کاندیدا آلبیکانس در ظرف‌های حاوی ماده ضد عفونی کننده به صورت جداگانه قرار گرفتند. پس از گذشت مدت زمانی که برای عمل ضد عفونی کردن توسط کارخانه سازنده برای هر یک از مواد ضد عفونی کننده مشخص شده (مدت زمانی که روی بسته بندی محصول ذکر شده 3 ± 15 دقیقه) فرزهای ضد عفونی شده در هر یک از ظرف‌ها توسط پنس استریل از درون ماده ضد عفونی کننده به درون محیط کشت‌های استریل منتقل شده و برای مدت زمان ۲۴ ساعت در درون انکوباتور ۳۷ درجه قرار گرفتند. در مرحله آخر که مرحله کشت جامد بود، به وسیله لوپ استریل از محیط مایع نمونه برداری شد و به منظور بررسی وجود کاندیدا آلبیکانس و Blood agar برای استافیلوکوک طلایی، نمونه‌ها به محیط کشت

جدول ۱: بررسی تأثیر محلول Micro 10 enzyme و Helvemed با غلظت ۲٪ و Disept با غلظت ۵٪ بر روی استافیلوکوک طلایی و

کاندیدا آلبیکانس (مشاهده رشد کلونی میکروبی: +، عدم مشاهده رشد کلونی میکروبی: -)

نتیجه بررسی کشت‌ها بدون استفاده از ضدعفونی کننده	نتیجه بررسی کشت‌ها پس از تماس با Disept	نتیجه بررسی کشت‌ها پس از تماس با Helvemed forte	نتیجه بررسی کشت‌ها پس از تماس با Micro 10 enzymes	سوش‌های میکروبیال
+	-	-	-	استافیلوکوک طلایی
+	-	-	-	کاندیدا آلبیکانس



نمودار ۱: مقایسه ای تأثیر محلول Micro 10 enzyme با غلظت ۲٪ و Helvemed با غلظت ۲٪ و Disept با غلظت ۵٪ بر روی استافیلوکوک

طلایی و کاندیدا آلبیکانس

بحث

عمل ضد عفونی کردن یکی از اصول اولیه و اساسی در جلوگیری از انتقال عفونت باکتری‌های بیماری‌زا به بیماران می‌باشد. با توجه به اینکه بسیاری از وسایل دندانپزشکی جزو وسایل نیمه بحرانی و غیر بحرانی قرار دارند و از طرفی ممکن است در اتوکلاو آسیب ببینند، لذا استفاده از مواد ضد عفونی کننده در وسایل دندانپزشکی، همچنین سطوح یونیت و صندلی دندانپزشکی اهمیت پیدا می‌کند. بهترین مواد ضد عفونی کننده مواد حد متوسط می‌باشند که برای ضد عفونی کردن وسایل و سطوح دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. با توجه به اینکه فرزهای دندانپزشکی جزو وسایل دندانپزشکی هستند که بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند، معرفی یک ماده ضد میکروبی موثر، ارزان و قابل دسترس که در زمان کوتاه و با تاثیر زیاد سبب کاهش حجم میکروبی موجود بر روی فرزها شده و در نهایت موجب کاهش احتمال بروز آلودگی‌های متقاطع موثر باشد، حائز اهمیت می‌باشد. لذا در این مطالعه از فرزها جهت بررسی خواص ضد عفونی کنندگی استفاده شد. مطالعات متعددی حاکی از اهمیت کلونیزاسیون استافیلوکوک طلایی و کاندیدا آلبیکانس در حفره دهانی و عفونت‌های متقاطع مرتبط با این میکروارگانیسم‌ها در حیطه دندانپزشکی می‌باشد.^(۱۲-۱۴) در این بررسی نیز تمامی نمونه‌ها به سوش‌های میکروبی مشخص (استافیلوکوک طلایی و کاندیدا آلبیکانس) آلوده شدند.

در این بررسی ضد عفونی کننده Disept در مقایسه با Micro10 enzyme, Helvemed forte پس از آلوده سازی فرزها و ضد عفونی کردن با این محلول‌ها در شرایط یکنواخت دارای تاثیر یکسان شناخته شد. این امر مشابه نتایج مطالعه واحدی و همکاران^(۱۵) بوده است. آنها در

مطالعات خود فعالیت ضد عفونی کنندگی میکروتن را ارزیابی کرده بودند. علاوه بر این نتایج بررسی ما با مطالعه شرف‌الدین^(۱۶) و عظیمی حسینی^(۱۷) و جواهری و همکاران^(۱۸) که اثرات ضد عفونی کنندگی ترکیبات آمونیومی چهارتایی در ضد عفونی کردن سطوح را با هم مقایسه کرده بودند، نیز هم‌خوانی دارد.

در مجموع به نظر می‌رسد که Disept قابلیت ضد عفونی کنندگی مناسبی در مقابل محصولات خارجی مشابه و روتین دارد و از طرف دیگر با استفاده از این ترکیب و ترکیبات مشابه دیگر زمان کمتری در جهت پاک‌سازی و ضد عفونی کردن صرف می‌شود. همچنین این ماده که تولید داخل می‌باشد در مقایسه با محصولات خارجی صرفه اقتصادی دارد و هزینه هر لیتر از ماده Disept یک پنجم ماده Micro10 می‌باشد و به دلیل دشواری دسترسی به محصولات خارجی استفاده از این ماده برای دندانپزشکان آسان‌تر است. ماده Disept عوارض اثرات حرارتی اتوکلاو روی توربین‌ها مانند فرسودگی و کوتاه شدن عمر این وسایل را ندارد، با این حال باید در نظر داشت که با استفاده از مواد ضد عفونی کننده فقط سطوح وسایل از آلودگی احتمالی پاک می‌شود و اتاقت توربین و لوله‌های آب و هوا که از منابع مهم انتقال آلودگی هستند پاک‌سازی نمی‌شوند. از این رو اکثر محققین برای جلوگیری از عفونت‌های متقاطع، ایده آل‌ترین روش پاک‌سازی سطوح و وسایل را استفاده از مواد ضد عفونی کننده، لوبریکاسیون و اتوکلاو کردن توربین‌ها و هندپس‌های دندانپزشکی بعد از استفاده برای هر بیمار و در فواصل بین بیماران می‌دانند.

با توجه به اینکه فرز دندانپزشکی جزو وسایلی است که می‌بایست استریل گردد، استفاده از مواد ضد عفونی کننده بیشتر در مورد سطوح یا قالب‌های گرفته

قرار می‌گیرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه دوره دکتری عمومی دندانپزشکی دکتر مینو باقرنیا به شماره ثبت ۱۳۹۹ در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی گیلان می‌باشد. بدین وسیله از حمایت معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی گیلان و پرسنل، تقدیر و تشکر می‌گردد.

شده از دهان بیمار اهمیت دارد. شاید بهتر بود این مطالعه در همین موارد و بر روی ضدعفونی کردن سطوح انجام می‌شد.

نتیجه‌گیری

قدرت ضدعفونی‌کنندگی محلول ایرانی Disept در غلظت ۰.۵٪ مشابه محصولات Micro10 enzyme و Helvemed forte است. Disept نسبت به محصولات خارجی ارزان‌تر بوده و آسان‌تر در دسترس دندانپزشکان

منابع

- Gerberding JL. Occupational exposure to HIV in health care settings. N Engl J Med 2003; 348(9): 826-33.
- Kohn WG, Harte JA, Malvitz DM, Collins AS, Cleveland JL, Eklund KJ. Center for Disease Control and Prevention. Guidelines for infection control in dental health care settings--2003. J Am Dent Assoc 2004; 135(1): 33-47.
- Kohil A, Puttaiah R. Infection Control and Occupational Safe Recommendation for Oral Health Professionals. 1st ed. Delhi: Dental council of India 2007. P. 40-5.
- Terezhalmay GT, Gitto CA. Today's minimal requirements for a practical dental office infection control and exposure control program. Clin Nort Am 1998; 42(4): 629-42.
- Saboori A, Fallah F, Dastgerdi M. A comparison on two disinfectants: Micro10+ and Deconex 53 plus on dental instruments. J Islamic Dent Assoc Iran 2006; 18(1): 49-55. (Persian)
- Association Report. Council on dental therapeutics: Quaternary ammonium compounds not acceptable for disinfection of instruments and environmental surfaces in dentistry. J Am Dent Assoc 1978; 97: 855-6.
- Buffet-Bataillon S, Tattevin P, Bonnaure-Mallet M, Jolivet-Gougeon A. Emergence of resistance to antibacterial agents: The role of quaternary ammonium compounds--a critical review. Int J Antimicrob Agents 2012; 39(5): 381-9.
- Xaplanteri MA, Andreou A, Dinos GP, Kalpaxis DL. Effect of polyamines on the inhibition of peptidyltransferase by antibiotics: Revisiting the mechanism of chloramphenicol action. Nucleic Acids Res 2003; 31(17): 5074-83.
- Hyo Y, Yamada S, Ishimatsu M, Fukutsuji K, Harada T. Antimicrobial effects of Burow's solution on Staphylococcus aureus and Pseudomonas aeruginosa. Med Mol Morphol 2012; 45(2): 66-71.
- Elsaka SE. Antibacterial activity and adhesive properties of a chitosan-containing dental adhesive. Quintessence Int 2012; 43(7): 603-13.
- Farhad AR, Berekatain B, Allameh M, Narimani T. Evaluation of the antibacterial effect of calcium hydroxide in combination with three different vehicles: An *in vitro* study. Dent Res J (Isfahan) 2012; 9(2):167-72.
- Baena-Monroy T, Moreno-Maldonado V, Franco-Martinez F, Aldape-Barrios B, Quindos G, Sanchez-Vargas LO. Candida albicans, Staphylococcus aureus and Streptococcus mutans colonization in patients wearing dental prosthesis. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2005; 1(10): 27-39.
- Yilmaz H, Aydin C, Bal BT, Ozcelik B. Effects of disinfectants on resilient denture-lining materials contaminated with Staphylococcus aureus, Streptococcus sobrinus, and Candida albicans. Quintessence Int 2005; 36(5): 373-81.
- Al-Hiyasat AS, Ma'ayeh SY, Hindiyyeh MY, Khader Ys. The presence of Pseudomonas aeruginosa in the dental unit waterline systems of teaching clinics. Int J Dent Hyg 2007; 5(1): 36-44.

15. Vahedi M, Bakianian Vaziri P, Abdolsamadi HR, Pahlavan A, Hajilooii M, Abdollahzadeh SH. Evaluation of antimicrobial effect of four disinfectant solutions on handpieces contaminated to staphylococcus aureus, Pseudomonas aeruginosa and Candida albicans. J Dent Med 2008; 21(2): 132-9.
16. Sharaffedine F, Sadeghi AR, Kohanteb G. Comparison of the Effect of Deconex (Solarsept), Micro 10 and Cidex in disinfecting dental instruments. Journal of Dentistry Shiraz University of Medical Sciences 2005; 6(1,2): 38-46. (Persian)
17. Azimi Hoseini S, Shahcheraghi F, Ghaemmaghami A. Evaluation of the clinical efficiency of (QAC) as surface disinfectant. Journal of Dentistry Tehran University of Medical Sciences 2006; 3(4): 190-4.
18. Javaheri M, Zanganeh N. Evaluation of antibacterial effect of three disinfectants on dental operator. Journal of University of Medical Sciences 2008; 11(4): 36-41. (Persian)

ارزیابی مشکلات پریودنتال مولردوم ماکزیلاری پس از برداشتن پیوند استخوان از ناحیه توبروزیته

رضا شاه اکبری*، مجید عشق پور**، مجیدرضا مختاری***، اعظم کاظمی مقدم****

* استادیار جراحی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران

** استادیار پریودانتیکس، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران

*** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۱ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۹/۱

Evaluation of Maxillary Second Molar Periodontal Problems after Tuberosity Bone Graft Harvesting

Reza Shahakbari*, Majid Eshghpour**, Majid Reza Mokhtari***, Azam KazemiMoghadam****

* Assistant Professor of Oral & Maxillofacial Surgery, Dental Materials Research Center, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

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

*** Dentist

Received: 22 June 2014 ; Accepted: 22 November 2014

Introduction: One of the best methods for reconstruction of bone defects in the area of dental patients is using autogenously bone grafts that is considered the gold standard for bone defect augmentation. Different intraoral donor sites to harvest the bone graft are available and the maxillary tuberosity due to its convenient surgical access and fewer complications is a perfect place for taking a limited amount of bone. The aim of this study was to evaluate maxillary second molar periodontal problems after tuberosity bone graft harvesting.

Materials & Methods: 15 patients admitted to the Department of Oral and Maxillofacial surgery at Mashhad Dental School with ages ranging from 20 to 40 years, were studied. For each patient, pocket depth index, gingival attachment loss index, plaque index, gingival index and bleeding on probing at four areas including middistal, disto buccal, disto lingual of each tooth, both before and 6 months after surgery were measured and recorded. Paired *t* test and Wilcoxon and Mc Nemar tests were used for data analysis ($\alpha=0.05$).

Results: The data showed that the mean pocket depth of distal of maxillary second molar, both before and 6 months after surgery, showed a rate of 15.4% reduction which was significant ($P=0.002$). Plaque index, gingival attachment loss index and gingival index were ordinal evaluated as and all three had declined significantly over time (P -value=0.002, 0.025 and 0.077 respectively). Bleeding rate observed at 6 months after surgery showed a 21.4% decrease which was not significant ($P=0.250$).

Conclusion: The removal of bone from the maxillary tuberosity, will not cause any periodontal problems for second molar maxillary and if the supporting bone distal to it is damaged during surgery, would be restored so that there will be a normal biologic width and pocket depth.

Key words: Tuberosity of maxilla, maxillary second molar, periodontitis, bone graft.

Corresponding Author: mokhtarimr@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 43-50 .

چکیده

مقدمه: یکی از بهترین روش‌ها برای بازسازی نواقص استخوانی در ناحیه دهان و دندان بیماران، استفاده از پیوند اتوژن است که هنوز به عنوان استاندارد طلایی جهت آگمنتاسیون نواحی دچار کمبود استخوان، در نظر گرفته می‌شود. مناطق داخل دهانی متعددی برای برداشت این گرفت استخوانی وجود دارد که توپروزیته ماگزیلا به دلیل دسترسی راحت‌تر و عوارض جراحی کمتر، محل مناسبی جهت برداشت مقادیر محدود استخوان می‌باشد. هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی مشکلات پرئودنتال مولر دوم ماگزیلاری پس از برداشتن پیوند استخوان از ناحیه توپروزیته بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ بیمار مراجعه کننده به بخش جراحی و ایمپلنت دانشکده دندانپزشکی مشهد، با محدوده سنی ۲۰ تا ۴۰ سال، پس از بررسی شرایط ورود و خروج، وارد مطالعه شدند. برای هر بیمار شاخص‌های عمق پاکت، از دست دادن چسبندگی لته، شاخص پلاک، شاخص لته و خونریزی بعد از پروب کردن، در سه ناحیه شامل میددیستال، دیستوباکال و دیستولینگوال از هر دندان، در دو زمان قبل و ۶ ماه بعد از جراحی، اندازه گیری و ثبت شدند. در تحلیل داده‌ها از آزمون t زوجی، ویلکاکسون و مک نمار استفاده شد ($\alpha=0/05$).

یافته‌ها: میانگین عمق پاکت در دیستال مولر دوم ماگزیلا، در دوز مان قبل و ۶ ماه بعد از عمل، به میزان ۴/۱۵٪ کاهش یافته بود که این میزان کاهش، معنی‌دار بوده است ($P=0/002$). سه شاخص پلاک ($P=0/002$)، از دست دادن چسبندگی لته $P=0/025$ و شاخص لته $P=0/077$ به صورت رتبه‌ای ارزیابی شدند که هر سه با گذشت زمان کاهش یافته بود. میزان خونریزی مشاهده شده در ۶ ماه پس از جراحی ۲۱/۴٪ کاهش داشت اما این میزان کاهش معنی‌دار نبود ($P=0/250$).

نتیجه گیری: برداشتن گرفت استخوانی از ناحیه توپروزیته، منجر به ایجاد مشکلات پرئودنتال برای مولر دوم ماگزیلاری مجاور این ناحیه، نخواهد شد و استخوان ساپورت کننده در دیستال آن، چنانچه در طی جراحی دچار صدمه شده باشد، دوباره بازسازی شده به طوری که عمق پاکت و عرض بیولوژیک نرمالی خواهیم داشت.

کلمات کلیدی: توپروزیته ماگزیلا، مولر دوم فک بالا، پرئودنتیت، پیوند استخوان.
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۴۳-۵۰.

مقدمه

مناطق داخل دهانی متعددی برای برداشت این گرفت استخوانی وجود دارد و می‌توان استخوان قطعه‌ای (Block graft) را از نواحی سمفیز و راموس مندیبل تهیه نمود.^(۳-۵) گاهی حتی هنگام جراحی‌های نوسازی استخوان، نیازمند بلوک استخوانی نمی‌باشیم مثلاً در Fresh socket implantation (قراردادن ایمپلنت در ساکت تازه کشیده شده)، انجام GBR (Regeneration Bone Guided) بر روی شیارهای اکسپوز شده ایمپلنت و ... که در این موارد استفاده از استخوان Particulate (خرد شده) به مقدار کم که امکان کاربرد آسان در عمل جراحی را دارد، ارجح می‌باشد.

یکی از منابع در دسترس و تا حد زیادی کم عارضه که به آسانی می‌توان از آن مقادیر محدودی استخوان اتوژن به دست آورد، استخوان ناحیه توپروزیته ماگزیلا است.

نقایص استخوانی که در نتیجه تروما، عفونت، از دست دادن دندان، ضایعات پاتولوژیک و ... ایجاد می‌شوند، اغلب منجر به فرم غیرطبیعی زوائد آلئولار استخوان ماگزیلا و مندیولار می‌گردند. برای بازسازی و آگمنتاسیون این نواقص، انواع مختلفی از گرفت‌های استخوانی از جمله آلوگرفت‌ها، اتوگرفت‌ها و مواد آلوژن در نظر گرفته شده است که از این بین، گرفت استخوانی اتوژن با توجه به خاصیت استخوان‌ساز و استئوکاندکتیو خود، همچنان به عنوان استاندارد طلایی در جراحی‌های نوسازی و اصلاح نواقص استخوانی در نظر گرفته می‌شود.^(۱) در موارد تحلیل ریج آلئولار بعد از کشیدن دندان، باید توجه داشت که قراردادن گرفت داخل ساکت، منجر به کاهش تحلیل ریج می‌شود اما آن را به طور کامل حذف نمی‌کند.^(۲)

کوچک استخوانی بودند، وارد مطالعه شدند.

همه این بیماران از لحاظ وجود حداقل ۶ mm استخوان به صورت افقی در ناحیه دیستال مولر دوم، ۸ ارتفاع استخوان در ناحیه توبروزیته ماگزایلا تا کف سینوس ماگزیلاری، عدم وجود دندان نهفته در ناحیه و عدم سابقه بیماری‌هایی که در پروسه ترمیم زخم، تداخل ایجاد می‌کند مانند دیابت، مورد ارزیابی کلینیکی و رادیوگرافی قرار گرفتند.

برای هر بیمار شاخص‌های عمق پاکت (PD)، از دست دادن چسبندگی لته (AL)، شاخص پلاک (PI)، شاخص لته (GI)، شاخص خونریزی بعد از پروب کردن (BOP)، در سه ناحیه شامل میدیستال، دیستوباکال و دیستولینگوال از هر دندان، قبل از انجام عمل جراحی، اندازه‌گیری و ثبت شدند.

تمام جراحی‌ها توسط متخصص جراحی و با یک متد، صورت گرفت. پس از تزریق بی‌حسی موضعی

(لیدوکائین ۲٪ حاوی اپی نفرین $\frac{1}{80,000}$ mg/ml) که $\frac{2}{3}$

کارپول در سمت باکال ناحیه جراحی و $\frac{1}{3}$ باقی مانده در سمت پالاتال آن استفاده شد، دسترسی به ناحیه توبروزیته ماگزایلا با یک برش کرسنال در دیستال مولر دوم ماگزایلا، حاصل شد.

برداشتن استخوان توسط فرز Trepine به قطر ۵mm و با شستشوی مداوم و با حفظ حداقل ۱mm استخوان در ناحیه دیستال مولر دوم، و همچنین حفظ حداقل ۱mm فاصله تا کف سینوس ماگزیلاری، انجام گرفت.

پس از برداشتن استخوان، محل جراحی به مدت ۱۵ ثانیه با مقادیر کافی از نرمال سالین جهت حذف دبری‌ها، شست و شو داده شد و سپس برش جراحی با نخ پلینگات

یکی از عوارض احتمالی قابل مطرح برای این نوع جراحی‌ها، بروز مشکلات پرئودنتال برای دندان‌های مجاور ناحیه جراحی است. از دست رفتن چسبندگی لته و بافت‌های پرئودنشیوم و به دنبال آن ایجاد پاکت در دیستال این دندان‌ها و بروز پرئودنتیت، نتیجه قابل پیش‌بینی به عنوان عارضه برای این نوع جراحی‌ها، در نظر گرفته می‌شود.

پرئودنتیت مزمن، یک بیماری مختص به موضع (Site-specific) به شمار می‌آید. علائم کلینیکی پرئودنتیت مزمن، یعنی آماس، تشکیل پاکت، از بین رفتن اتصالات و تحلیل استخوان، به اثرات مستقیم تجمع پلاک زیرلته‌ای در یک موضع خاص، نسبت داده می‌شود.

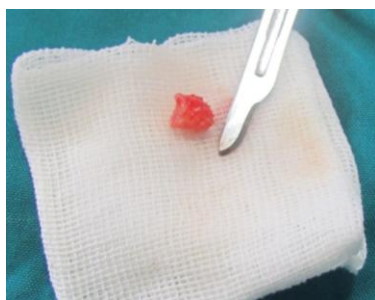
در نتیجه این اثر موضعی، ایجاد پاکت، تحلیل استخوان و از بین رفتن اتصالات ممکن است در یک سطح دندان اتفاق بیفتد در حالی که سایر سطوح سالم و دست نخورده باقی بمانند. به عنوان مثال، یک سطح پروگزیمال با تجمع مزمن پلاک می‌تواند دچار از بین رفتن اتصالات شود در حالی که سطح فاسیال عاری از پلاک همان دندان ممکن است سالم باشد.^(۶۷)

هدف از انجام این مطالعه، بررسی و ارزیابی مشکلات پرئودنتال برای مولر دوم فک بالا بعد از برداشت گرفت استخوانی اتورژن از ناحیه توبروزیته ماگزایلا بود.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر نوعی بررسی مقطعی بود. شیوه گردآوری اطلاعات به صورت میدانی و جمع‌آوری داده‌ها با تکنیک مشاهده انجام گرفت.

در حدود ۱۵ بیمار مراجعه‌کننده به بخش جراحی و ایمپلنت دانشکده دندانپزشکی مشهد، با محدوده سنی ۲۰ تا ۴۰ سال که کاندید جراحی برداشت گرفت استخوانی به میزان کم جهت قرار دادن ایمپلنت یا اصلاح نواقص



تصویر ۲: گرفت برداشته شده از ناحیه توپروزیته

یافته‌ها

در این مطالعه تعداد ۱۵ بیمار وارد مطالعه شدند که در آنها متغیرهای عمق پاکت، از دست دادن چسبندگی لثه، شاخص پلاک، خونریزی و شاخص لثه در دو زمان قبل و شش ماه بعد عمل اندازه گیری و مقایسه شدند که نتایج در جدول ۱ آمده است.

در جدول ۱ مشاهده می‌گردد میانگین عمق پاکت در شش ماه بعد عمل به طور معنی‌داری نسبت به قبل عمل کاهش یافته است ($P=0/002$)، میزان کاهش ۱۵/۴ درصد بوده است.

در قبل عمل کمترین مقدار پلاک برابر ۱ و بیشترین مقدار پلاک برابر ۳ بوده است که در شش ماه بعد عمل هر کدام یک واحد کاهش را نشان می‌دهد و همچنین میانگین شاخص پلاک با گذشت زمان پس از شش ماه نسبت به قبل عمل به طور معنی‌داری کاهش یافته است ($P=0/002$).

دامنه تغییرات شاخص از دست دادن چسبندگی لثه در شش ماه بعد عمل یک واحد کاهش را نشان می‌دهد و مشخص است که با گذشت زمان میانگین نیز در شش ماه بعد عمل نسبت به قبل عمل به طور معنی‌داری کاهش یافته است ($P=0/025$).

دامنه شاخص لثه تغییری نداشته است، اما میانه یک واحد کاهش را نشان می‌دهد و مشخص است که با

۳-۰ دوخته شد. دستورات بعد از عمل هم مطابق معمول به بیمار داده شد.

دارودرمانی پس از جراحی شامل استفاده از آنتی بیوتیک آموکسی سیلین ۵۰۰mg هر ۸ ساعت یک عدد برای یک هفته، ژلوفن ۴۰۰mg هر ۶ ساعت یک عدد برای ۲۴ ساعت و پس از آن تکرار در صورت نیاز و دهان شویه کلرهگزیدین گلوکونات ۰/۰۲٪، ۳ بار در روز به مدت ۱۰ روز پس از مسواک زدن، تجویز گردید.

به بیماران توضیح داده شد که روش‌های بهداشت دهان خود را در ناحیه جراحی، مطابق معمول ادامه دهند. کلیه بیماران، یک هفته بعد از جراحی جهت کنترل پروسه ترمیم زخم و بررسی عوارض احتمالی جراحی مانند عفونت، Dehiscence، تورم، بی حسی و خونریزی^(۱) مجدداً ویزیت شدند.

۶ ماه پس از جراحی، تمامی بیماران جهت ارزیابی مجدد فراخوانده شدند و پنج شاخص AL، PD، PI، GI و BOP دوباره اندازه گیری و ثبت شدند.

در توصیف داده‌ها از معیارهای گرایش به مرکز و پراکندگی و جداول و نمودارهای مناسب بهره گرفتیم و در تحلیل داده‌ها از آزمون‌های تی زوجی و مک نمار استفاده نمودیم.



تصویر ۱: محل برداشت پیوند استخوان در ناحیه توپروزیته

دلیل دارا بودن خاصیت استئواینداکتیو و نیز فاکتورهای رشدی، بهترین جایگزین برای پرکردن نواقص استخوانی کوچک اطراف ایمپلنت، در مقایسه با آلوگرفت‌ها و زنوگرفت‌ها باشد.^(۱)

به کارگیری گرفت استخوانی اتوزن، تکنیک روتین جهت به دست آوردن استخوان به میزان کم در محل هدف می‌باشد. برای این امر، چندین محل دهنده گرفت استخوانی داخل دهانی وجود دارد. بر اساس میزان و کیفیت استخوان مورد نیاز، از منابع گوناگون داخل دهانی استفاده می‌شود.^(۳-۵) در مواردی که نیازمند استخوان به مقدار کم باشیم، استخوان ناحیه توپروزیته، مورد توجه قرار می‌گیرد.

گذشت زمان میانگین نیز در شش ماه بعد عمل نسبت به قبل عمل کاهش یافته است اما میزان کاهش معنی‌دار نیست ($P=0/077$).

با توجه به ماهیت شاخص خونریزی، فراوانی خونریزی مشاهده شده در دو زمان اندازه گیری شده در جدول ۲ آورده شده است.

در جدول ۲ مشاهده می‌گردد از تعداد ۱۵ نفر فقط ۳ نفر (۲۰ درصد) قبل از عمل خونریزی داشته اند ولی بعد از عمل خونریزی نداشته‌اند. اما این تغییر از نظر آماری معنی‌دار بود ($P=0/25$).

بحث

همان گونه که پیش‌تر گفتیم، استخوان خود فرد به

جدول ۱ : میانگین شاخص‌های مورد بررسی قبل و ۶ ماه بعد از عمل

نتیجه آزمون	زمان			متغیر
	شش ماه بعد عمل	قبل عمل	تعداد	
	میانگین±انحراف معیار	میانگین±انحراف معیار		
$P=0/002$ †† $t=3/71$	۲/۴۴±۰/۶۹	۲/۸۹±۰/۶۳	۱۵	عمق پاکت (mm)
$P=0/02$ †	۱/۵۳±۰/۶۴	۲/۲۷±۰/۵۹	۱۵	شاخص پلاک
$P=0/025$ †	۰/۶۷±۰/۴۹	۱/۰۰±۰/۶۵	۱۵	از دست دادن چسبندگی لته (mm)
$P=0/077$ †	۱/۵۳±۰/۸۳	۲/۲۷±۰/۸۸	۱۵	شاخص لته

† : Wilcoxon test †† : Paired t-test

جدول ۲ : نمرات شاخص خونریزی قبل و ۶ ماه پس از عمل

وجود خونریزی در شش ماه بعد عمل			
کل	دارد	ندارد	
(درصد) تعداد	(درصد) تعداد	(درصد) تعداد	
۱ (۶/۰)	۰ (۰/۰)	۱ (۶/۰)	ندارد
۱۴ (۹۴/۰)	۱۱ (۷۳/۰)	۳ (۲۰/۰)	وجود خونریزی در قبل عمل
۱۵ (۱۰۰/۰)	۱۱ (۷۳/۰)	۴ (۲۶/۰)	جمع

$P=0/250$ نتیجه آزمون مک نمار

در زمینه ایجاد بهداشت دهانی خوب، از قبل از انجام جراحی و کنترل‌های بیشتر و دوره‌ای بعد از جراحی، بیمار را برای برداشت هر چه بهتر پلاک، طیروش‌های نوین بهداشت دهان، راهنمایی کرد تا مکان جراحی از هر گونه تجمع پلاک عاری شود و این شاخص هم مانند سایر شاخص‌های مورد مطالعه ما، کاهش معنی‌داری بیابد.

پرئودنتیت، یک بیماری مرتبط با سن است ولی وابسته به سن نمی‌باشد.^(۸) اهمیت سن توسط Kugelberg^(۹،۱۰) مورد تاکید قرار گرفته بود. در مطالعه آنها تقریباً ۵۰٪ از افراد با حدود سنی زیر ۲۵ سال که تحلیل استخوان $\leq 4\text{mm}$ داشتند، پس از دو سال کاملاً بهبود یافتند؛ در حالی که تنها درصد کمی از افراد بالای ۲۶ سال، پس از این مدت، بهبودی مطلوبی نشان دادند. نتایج مشابهی نیز توسط Adeyemo^(۱۱) و نیز Marmary^(۱۲) به دست آمد. از تجربه کلینیکی حاصل این گونه می‌توان استنباط کرد که، جراحی حذف مولر سوم، اگر در سنین پایین‌تر صورت گیرد، نواقص بافت‌های پرئودنتال، کمتر و روند بهبودی، سریع‌تر خواهد بود. ما نیز در این مطالعه گروه سنی ۴۰-۲۰ سال را در نظر گرفتیم که تقریباً در محدوده گروهی که مشکلات ترمیم استخوان کمتری داشتند، قرار می‌گیرند.

پرئودنتیت مزمن یک بیماری آهسته پیشرونده به حساب می‌آید ولی در حضور عوامل سیستمیک یا محیطی که پاسخ میزبان را نسبت به تجمع پلاک تغییر می‌دهند، از جمله دیابت، سیگار کشیدن و استرس، پیشرفت بیماری ممکن است شدیدتر شود.^(۷)

مکانیزم‌های بیولوژیک مختلفی، مسئول تخریب انساج پرئودنتال در افراد سیگاری هستند^(۱۳) به گونه ای که خطر Tooth Loss در آنها ۷/۷ برابر بیشتر است. عامل دیگری که اغلب منجر به تخریب پرئودنتال شدید و گسترده

با توجه به مجاورت توپروزیته با مولر دوم ماگزیلا، احتمال آسیب به این دندان، مورد توجه قرار می‌گیرد، لذا ما بر آن شدیم تا عوارض و صدماتی که می‌تواند حین انجام این عمل برای بافت‌های پرئودنتال مجاور ناحیه توپروزیته ایجاد کند را مورد ارزیابی قرار داده و بر اساس میزان سود یا زیانی که در قبال برداشت این گرفت حاصل می‌شود، در مورد قطعیت به کارگیری این روش در جراحی‌های بعدی تصمیم بگیریم.

در این مطالعه ارزیابی مشکلات پرئودنتال در دیستال مولر دوم بعد از برداشت گرفت استخوان از ناحیه توپروزیته به صورت مطالعه‌ای مقطعی، بر روی ۱۵ بیمار کاندید دریافت این نوع پیوند، انجام گرفت.

عمق پاکت (PD)، شاخص پلاک (PI)، شاخص از دست دادن چسبندگی لثه (AL)، شاخص لثه (GI) و شاخص خونریزی بعد از پروب کردن (BOP) از جمله شاخص‌های ارزیابی بیماری پرئودنتیت است که در این مطالعه در دو زمان قبل و ۶ ماه بعد از عمل انجام گرفت. یافته‌های مطالعه ما نشان داد که شاخص‌های مورد بررسی وضعیت پرئودنتال در زمان ۶ ماه بعد از عمل، نه تنها بدتر نشده بودند بلکه اکثر آنها به طور معنی‌داری بهبود یافته بودند.

که این نتایج ما را در استفاده از این منبع تهیه گرفت استخوانی اتوزن، در نواحی که دچار نقص‌های استخوانی کوچک و نیازمند این پیوند استخوانی است، رهنمون می‌کند.

گرچه در مطالعه ما، کاهش شاخص خونریزی بعد از گذشت ۶ ماه از جراحی، از نظر آماری معنی‌دار نبوده است ($P=0/250$)، اما باید در نظر داشت که از لحاظ کلینیکی هیچ گونه مشکلی در میزان BOP این دندان‌ها دیده نشد. با این حال می‌توان با برنامه ریزی هرچه بهتر

از لحاظ کلینیکی، غیرقابل توجه است. در مطالعه ما نیز میانگین عمق پاکت، ۶ ماه بعد از جراحی برداشت گرفت از توپروزیته، $44/2\text{mm}$ بود که نسبت به قبل از جراحی که $88/2\text{mm}$ اندازه گیری شده بود، $10/4\%$ کاهش نشان داد که این میزان کاهش، معنی دار بوده است.

Richardson و همکاران^(۱۴) هم چنین دریافتند که عمق پاکت و از دست دادن چسبندگی در دیستال مولر دوم، بعد از خارج کردن مولر سوم، برای نمونه‌هایی که قبل از جراحی، بافت‌های پرئودنتال سالم داشتند، بدون تغییر باقی می‌ماند. از همین رو ما نیز نمونه‌هایی را که از لحاظ بیماری پرئودنتال سالم بودند وارد مطالعه کردیم، چرا که وجود بیماری پرئودنتال در محل، ریسک بالایی برای بدتر شدن عمق پاکت و از دست دادن چسبندگی لثه بعد از جراحی حذف مولر سوم، خواهد بود.

این نتایج نشان دهنده بروز هیچ گونه مشکلی بعد از برداشت گرفت از ناحیه توپروزیته، برای بافت‌های پرئودنتال مولر دوم می‌باشد که با مطالعه Silva و همکارانش^(۱۱) هم خوانی دارد. با توجه به مداخله انجام شده و احتمال تغییر عادات بهداشتی بیماران پس از جراحی که می‌تواند در نتیجه قرار دادن ایمپلنت‌های دندانی باشد، این نتایج قابل توجیه است.

این مطالعه اولین مطالعه انجام شده تاکنون در زمینه بررسی مشکلات پرئودنتال برای مولر دوم ماگزایلا، بعد از برداشت پیوند استخوان از ناحیه توپروزیته بوده است. مبرهن است که در دسترس نبودن اطلاعات کافی و مطالعات مشابه در این زمینه، کمی بر دشواری جمع آوری مطالب می‌افزود. چرا که بیشتر مطالعات در رابطه با جراحی حذف دندان مولر سوم و آن هم در فک پایین، انجام شده بود.

ما نیز جهت به دست آوردن نمونه‌ها، نیازمند افرادی

می‌شود، دیابت است. Schwartz-Arad^(۶) شکست در پیوند گرفت را در افراد سیگاری و دیابتیک، گزارش کرد و لذا جراحی انجام گرفت اتوژن استخوانی، برای این گونه افراد توصیه نمی‌کنند. از این بابت ما نیز در مطالعه خود این دو گروه افراد را خارج کردیم تا در نتایج حاصل، تداخلی ایجاد نکنند.

تنها مطالعه‌ای که به طور مشابه در زمینه برداشت گرفت از ناحیه توپروزیته فک بالا انجام گرفته است، مطالعه Silva و همکارانش در سال ۲۰۰۶ بوده است که آنها از سه ناحیه سمفیز، راموس و توپروزیته، گرفت‌های استخوانی تهیه کردند و مشکلات حاصل از برداشت این گرفت‌ها را برای نواحی دهنده، مورد ارزیابی قرار دادند.

طبق گزارشات آنها، بیشترین مشکلات حاصل که از جمله آن، بی حسی لب پایین و ناحیه چانه بود، به میزان $10/50\%$ بعد از برداشت گرفت از ناحیه سمفیز ایجاد می‌شود. اما با وجود این که برداشت گرفت از ناحیه توپروزیته ماگزایلا دومین گزینه شایع انتخابی بعد از ناحیه سمفیز بود، هیچ گونه مشکلی بعد از انجام این جراحی برای محل دهنده، گزارش نشد.^(۱۱) البته در این مطالعه، تأثیر برداشت گرفت از نواحی دهنده بر وضعیت پرئودنتال دندان‌های مجاور ناحیه دهنده بررسی نشد.

در مطالعه ما نیز بررسی چنین پارامترهایی بدون مشکل گزارش شد.

بنابراین این گونه به نظر می‌رسد که برداشت گرفت از توپروزیته، می‌تواند پیشنهاد خوبی برای پرکردن نواقص استخوانی کوچک باشد.

میانگین مقادیر گزارش شده از دست دادن چسبندگی کلینیکی (AL) و عمق پاکت (PD) در دیستال مولر دوم فک پایین، ۶ ماه بعد از خارج کردن مولر سوم مندیبل در مطالعه Richardson^(۱۴)، کمتر از 2mm بود که این مقدار

بر روی بافت‌های پرئودنتال دندان مولر دوم مجاور آن ندارد و انجام این عمل، سلامت این دندان را به مخاطره نمی‌اندازد.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان نامه عمومی شماره ۲۶۹۶ می‌باشد و بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد جهت پرداخت هزینه‌های آن تقدیر و تشکر می‌گردد.

بودیم که یک بافت توپروزیتة سالم و با اندازه و مقیاس کافی، برای انجام پیوند اتوژن مورد نیاز برای خود فرد، داشته باشند و همچنین فاقد هرگونه بیماری و عوامل تاثیرگذار در نتیجه تحقیق باشند. این بود که تعداد جامعه آماری ما که وارد این مطالعه می‌شدند، محدود و در حدود ۱۵ نفر بودند.

نتیجه گیری

برداشتن پیوند از ناحیه توپروزیتة ماگزیلا، تأثیر منفی

منابع

1. Silva FM, Cortez AL, Moreira RW, Mazzone R. Complications of intraoral donor site for bone grafting prior to implant placement. *Implant Dent* 2006; 15(4): 420-6.
2. Iasella JM, Greenwell H, Miller RL, Hill M, Drisko C, Bohra AA, et al. Ridge preservation with freeze-dried bone allograft and a collagen membrane compared to extraction alone for implant site development: A clinical and histologic study in humans. *J Periodontol* 2003; 74(7): 990-9.
3. Craig M. Use of the mandibular ramus as a donor site for onlay bone grafting. *J Oral Implantol* 2000; 26(1): 42-9.
4. Misch CM, Misch CE, Resnik RR. Reconstruction of maxillary alveolar defects with mandibular symphysis grafts for dental implants: A preliminary procedural report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(3): 360-6.
5. Misch CM. Enhance maxillary implant sites through symphysis bone graft. *Dent Implantol Update* 1991; 2(2): 101-4.
6. Schwartz-Arad D, Levin L, Sigal L. Surgical success of intraoral autogenous block onlay bone grafting for alveolar ridge augmentation. *Implant Dent* 2005; 14(2): 131-8.
7. Novak MJ, Novak KF. Chronic Periodontitis. In: Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR, Carranza FA. *Carranza's Clinical Periodontology*. 10th ed. Philadelphia: Elsevier; 2006. P. 494-9.
8. Socransky SS, Haffajee AD, Goodson JM, Lindhe J. New concepts of destructive periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1984; 11(1): 21-32.
9. Kugelberg CF. Periodontal healing two and four years after impacted lower third molar surgery. A comparative retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1990; 19(6): 341-5.
10. Kugelberg CF, Ahlstrom U, Ericson S, Hugoson A, Kvint S. Periodontal healing after impacted lower third molar surgery in adolescents and adults. A prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991; 20(1): 18-24.
11. Adeyemo WL. Do pathologies associated with impacted lower third molars justify prophylactic removal? A critical review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2006; 102(2): 448.
12. Marmary Y, Brayer L, Tzukert A, Feller L. Alveolar bone repair following extraction of impacted mandibular third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986; 61(4): 324-6.
13. Beck JD, Arbes SJ. Epidemiology of gingival and periodontal diseases. In: Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR, Carranza FA. *Carranza's Clinical Periodontology*. 10th ed. Philadelphia: Elsevier; 2006. P. 125-7.
14. Richardson DT, Dodson TB. Risk of periodontal defects after third molar surgery: An exercise in evidence-based clinical decision-making. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 100(2): 133-7.

تأثیر چهار نوع سمان روی استحکام گیر روکش‌های استیل زنگ نزن مولر دوم شیری

ساناز طهمورث پور*#، داوود قاسمی**، مهرداد برکتین***

* دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان اصفهان، ایران
 ** استادیار گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان اصفهان، ایران
 *** استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان اصفهان، ایران
 تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۱/۳۱ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۱۰/۱

Effect of Four Luting Cements on Retentive Strength of Stainless Steel Crowns of Primary Second Molars

Sanaz Tahmourespoor*#, Davood Ghasemi**, Mehrdad Braktin***

* Postgraduate, Dept of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Isfahan Azad University (Khorasgan), Iran
 ** Assistant Professor, Dept of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Isfahan Azad University (Khorasgan), Iran
 *** Assistant Professor, Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Isfahan Azad University (Khorasgan), Iran
 Received: 20 April 2014 ; Accepted: 22 December 2014

Introduction: Stainless steel crowns are valuable materials for the restoration of primary second molars. Luting cements provide the connection between crowns and prepared tooth structure so the aim of this study was to evaluate and compare the retentive strength of stainless steel crowns to the teeth after using luting cements including poly carboxylate, zinc phosphate, glass ionomer and adhesive resin cements.

Materials & Methods: A total 48 primary second molars were randomly divided into 4 groups, the standard crown preparation (stainless steel crown) was done on each tooth and a crown with suitable size and retention were selected for each tooth before cementation. A U shape orthodontic wire was soldered to the crown and then the crowns of each group were cemented with one of the four cements. Next, the teeth were kept in artificial saliva and incubated for 24 hours at 37°C. After that using a specially designed Instron Universal Testing Machine, the teeth were pulled away with 2mm/min speed. The load was gradually increased so that the signs of dislodgement of the crown from tooth would be observed. The surface area of SSC was measured by a graphical method. The retentive strength was measured in terms of load/area (kg/cm²).

Results: The mean retentive strength (kg/cm²) of poly carboxylate cement was 17.2±3.3, 19.8±3.8, zinc phosphate 17.01±3.8 for glass ionomer and 19.27±3.7 for resin cement. Based on statistical analysis of One Way ANOVA, there was no significant statistical difference among 4 groups. (P=0.1)

Conclusion: The retentive strength of these four cements showed non-significant difference. Therefore, the selection of the cement could depend on the individual patient's needs and decision of practitioner.

Key words: Stainless steel crown, retentive strength, luting cement, primary molar.

Corresponding Author: Tahmourespoorsanaz@gmail.com

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 51-60 .

چکیده

مقدمه: روکش‌های استیل زنگ نزن مواد ترمیمی ارزشمندی برای ترمیم مولرهای شیری محسوب می‌شوند. سمان‌های چسباننده ارتباط بین روکش و ساختار دندان آماده شده را فراهم می‌کنند. لذا هدف از این پژوهش بررسی و مقایسه تأثیر استحکام گیر روکش‌های استیل زنگ نزن (SCC) دندان، هنگام استفاده از چهار نوع سمان مختلف برای چسباندن روکش‌های استیل زنگ نزن بود.

مؤلف مسؤل، نشانی: کرمانشاه، خیابان شریعتی، دانشکده دندانپزشکی، گروه دندانپزشکی پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۹۱۳۳۱۹۱۸۳۷

E-mail: Tahmourespoorsanaz@gmail.com

مواد و روش‌ها: ۴۸ دندان مولر دوم شیری به صورت تصادفی به چهار گروه تقسیم شده و تحت تراش استاندارد SCC قرار گرفته و برای هر دندان روکش با سایز و گیر مناسب انتخاب شد. قبل از سمان کردن سیس $0/9$ ارتودنسی به صورت U شکل به کراون‌ها لحیم شد، سپس کراون‌های هر گروه با یکی از چهار سمان پلی‌کربوکسیلات، زینک فسفات، گلاس آینومر و سمان رزینی چسبانده شد. سپس دندان‌ها در بزاق مصنوعی قرار گرفته و برای ۲۴ ساعت در انکوباتور 37°C قرار گرفتند. پس از آن دندان‌ها توسط دستگاه اینسترون با سرعت 2 mm/min تحت کشش قرار گرفتند. نیرو به آرامی افزایش پیدا کرد تا زمانی که علایم جدا شدن کراون دندان مشاهده شد. سطح SSC با استفاده از روش گرافیکی محاسبه شد و میزان استحکام گیر به صورت نیرو بر واحد سطح (kg/cm^2) محاسبه شد. داده‌ها با آزمون آماری One-way ANOVA تجزیه و تحلیل گردیدند. ($\alpha=0/05$).

یافته‌ها: میانگین استحکام گیر در سمان پلی‌کربوکسیلات $17/2 \pm 3/3\text{ kg/cm}^2$ ، زینک فسفات $19/8 \pm 3/8\text{ kg/cm}^2$ ، گلاس آینومر $17/0 \pm 3/8\text{ kg/cm}^2$ و سمان رزینی $19/27 \pm 3/7\text{ kg/cm}^2$ بود. بر اساس آنالیز آماری One-Way ANOVA بین چهار گروه اختلاف آماری معنی‌داری مشاهده نشد. ($P=0/1$)

نتیجه گیری: استحکام گیر چهار سمان پلی‌کربوکسیلات، زینک فسفات، گلاس آینومر و سمان رزینی تفاوت چندانی با هم ندارد. بنابراین انتخاب سمان می‌تواند بر اساس نیازهای فردی بیمار و با توجه به قضاوت دندان پزشک صورت گیرد.

کلمات کلیدی: روکش استیل زنگ نزن، استحکام گیر، سمان چسباننده، مولر شیری.
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۶۰-۵۱.

مقدمه

ترمیم دندان‌های مولر شیری به شدت تخریب شده همیشه یک چالش بزرگ برای دندانپزشکان بوده است. مواد ترمیمی مختلفی برای ترمیم این دندان‌ها استفاده شده است که هر کدام مزایا و معایبی دارند.^(۱)

روکش‌های فلزی از پیش شکل داده شده که به عنوان روکش‌های استیل زنگ نزن نیز خوانده می‌شوند برای اولین بار توسط هامفری در سال ۱۹۵۰ به دندانپزشکی کودکان معرفی گردید. مشخص شده است که این روکش‌ها، ترمیم‌های سودمندی برای کودکان و نوجوانان هستند و به عنوان ترمیم‌های باارزشی برای درمان دندان‌های شیری به شدت تخریب شده می‌باشند. در اکثر موارد برتر از ترمیم‌های بزرگ چند سطحی آمالگام هستند و طول عمر کلینیکی بیشتری از ترمیم‌های آمالگام دو یا سه سطحی دارند.^(۲)

Messer و Levering^(۳) دوام و طول عمر SSCها و ترمیم‌های آمالگام دو سطحی را ارزیابی کرده و دریافتند که روکش‌هایی که در کودکان ۴ ساله و کوچک‌تر قرار

داده شده‌اند، نسبت به کودکان بزرگتر از ۴ سال، میزان موفقیت تقریباً ۲ برابر آمالگام را در هر سال به مدت ۱۰ سال کارکرد داشته‌اند. آنها پیشنهاد کردند وقتی اختیار انتخاب بین ترمیم آمالگام دوسطحی و SSC در کودک زیر ۴ سال وجود دارد، احتمال شکست آمالگام تقریباً ۲ برابر SSC است. در مواقعی که دوام مورد نظر باشد، SSC انتخاب واضح است.

Randall و همکاران^(۴) در یک مرور سیستماتیک و متا آنالیز مطالعات بالینی در مورد مقایسه SSC با ترمیم‌های آمالگام، برتری و مؤثر بودن کلینیکی SSCها را، بر ترمیم‌های آمالگام، برای درمان ضایعات پوسیده وسیع در مولرهای شیری توصیف کردند.

گیر روکش به ساختار دندان برای موفقیت ترمیم یک عامل بحرانی است. عامل اصلی گیر تطابق نزدیک مارژین روکش فلزی به سطح دندان در نواحی آندرکات دندان آماده شده است.^(۲)

سمان‌های دندانی اعمال بیشتری را در دندانپزشکی ترمیمی انجام می‌دهند. یکی از اعمالشان به عنوان ماده

پلی کربوکسیلات، زینک فسفات، گلاس آینومر و سمان رزینی در روکش‌های فولادی زنگ نزن دندان‌های مولر دوم شیری بود.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع مداخله‌ای تجربی به صورت آزمایشگاهی و بدون جهت بود.

۴۸ دندان مولر دوم شیری سالم تازه کشیده شده، انتخاب شد. دندان‌ها توسط تیغ بیستوری، برس و پامیس تمیز شدند و تا شروع مطالعه در محلول تایمول ۰/۲٪ و درجه حرارت اتاق نگهداری شدند. هر دندان در آکریل سلف کیور مانت شد به گونه‌ای که تاج دندان کاملاً بیرون از آکریل باشد. پس از مانت دندان‌ها، روی هر دندان تراش استاندارد SSC انجام شد، به این صورت که سطح اکلوزال همه دندان‌ها حدود ۱-۱/۵ mm کوتاه شد. پس از آن تراش سطوح پروگزیمال به وسیله فرز الماسی تپیر باریک انجام شد. دیواره‌ها به صورت عمودی با فقط کمی تقارب به سمت اکلوزال حفظ شدند. با استفاده از کناره فرز الماسی کلیه زوایای خطی گرد شد. در زوایای خطی اکلوزوباکال و اکلوزولینگوال بول با زاویه ۳۰ تا ۴۵ درجه نسبت به سطح اکلوزالی ایجاد شد.

انتخاب روکش با روش آزمون و خطا انجام شد. هدف قرار دادن کوچک‌ترین روکش که بتواند روی دندان بنشیند، بود.

پس از انطباق کامل روکش روی دندان‌ها، به طوری که برای هر کراون صدای snap حاصل شود، نمونه‌ها جهت لحیم سیم به روکش‌ها، به لابراتوار منتقل شدند. در لابراتوار قطعات سیم ۰/۹ ارتودنسی به طول‌های مساوی تهیه شد و به فرم U شکل درآورده شد، به طوری که عرض قسمت میانی آن برابر با عرض مزودیستالی روکش مورد نظر جهت لحیم به آن بود. دو انتهای سیم شکل داده

چسباننده پر کردن فضای بین ماده ترمیمی که در خارج از دهان ساخته می‌شود با ساختمان دندان است.^(۲)

انواع مختلفی از سمان‌ها می‌توانند به عنوان ماده چسباننده بکار روند که هر یک مزایا و معایب خاص خود را دارا هستند. بنابراین انتخاب نوع خاصی از سمان تحت شرایطی که بستگی به وضعیت بیمار دارد انجام می‌شود.^(۵) در مطالعه‌ای که Raghunath و همکارانش^(۶) انجام دادند به این نتایج دست یافتند که استحکام گیر زینک فسفات و گلاس آینومر به طور معنی‌داری بیشتر از استحکام گیر سمان پلی کربوکسیلات می‌باشد. و اختلاف آماری معنی‌داری در استحکام گیر بین سمان گلاس آینومر و سمان زینک فسفات مشاهده نشد.

همچنین در مطالعه Subramaniam^(۷) که استحکام گیر ۳ نوع سمان شامل گلاس آینومر کانونشنال، گلاس آینومر رزین مدیفاید و سمان رزینی را در SSCها مورد بررسی و مقایسه قرار دادند به این نتیجه رسیدند که گیر حاصل از سمان رزینی و گلاس آینومر تقویت شده با رزین به طور معنی‌داری بیش از سمان گلاس آینومر کانونشنال می‌باشد. سمان رزینی بیشترین گیر و کمترین ریزش را نشان داد.

Veerabhadran و همکارانش^(۸) اثر شیار گیر دار، سندبلاست کردن و نوع سمان را روی استحکام گیر SSCها مورد بررسی قرار دادند. نتایج به این صورت بود که متوسط استحکام گیر SSCهای سمان شده با گلاس آینومر رزین مدیفاید و گلاس آینومر کانونشنال به ترتیب $19/36 \text{ kg/cm}^2$ ، $15/96 \text{ kg/cm}^2$ بود که از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را نشان داد.

با توجه به نتایج گوناگون به دست آمده از مطالعات فوق، هدف از مطالعه حاضر بررسی و مقایسه استحکام گیر چهار سمان رایج در دندانپزشکی شامل

بود. پس از مخلوط کردن سمان، ۲/۳ کرآون با سمان پر شد و روی دندان نشانده شد. زمان کارکرد این سمان ۳ دقیقه و زمان ستینگ آن ۷-۵ دقیقه بود. گروه چهارم با سمان رزینی (Panavia F2o-Kurary-Japan) چسبانده شد. ابتدا قسمت‌های مساوی از پرایمرهای A و B مخلوط شد و با استفاده از اپلیکاتور روی همه سطوح دندان زده شد و سپس به مدت ۳۰ ثانیه صبر شد (پرایمرهای A و B، ED primer II) ستینگ سمان را شروع می‌کنند). پس از ۳۰ ثانیه، دندان با آرامی با فشار ملایم هوا، خشک شد. سپس مقادیر مساوی از خمیرهای تیوب‌های A و B روی اسلب گذاشته شد و با اسپاتول پلاستیکی مخصوص برای ۲۰ ثانیه مخلوط شد. مخلوط خمیری را داخل کرآون گذاشته و کرآون روی دندان نشانده شد. برای حذف راحت اضافات سمان، ابتدا سمان اضافی بیرون زده از روکش برای ۳-۲ ثانیه کیور شد، اضافات حذف گردید و سپس با استفاده از دستگاه لایت، مارژین‌های هر سطح روکش برای ۲۰ ثانیه کیور شد. پس از سمان کردن همه کرآون‌ها و حذف اضافات هر سمان، نمونه‌ها در بزاق مصنوعی قرار داده شد و به مدت ۲۴ ساعت، در انکوباتور ۳۷ درجه سانتیگراد (Memmert-Germany) نگهداری شد. پس از ۲۴ ساعت نمونه‌ها از انکوباتور خارج شده و بزاق مصنوعی شسته شد. نمونه‌ها توسط دستگاه تست یونیورسال اینسترون (Walter bai, K-21046, Switzerland) با طراحی خاص تحت کشش قرار گرفت (تصویر ۱). جهت اطمینان از وارد شدن نیرو در راستای محور طولی دندان از طریق سیم لحیم شده به روکش، چند بازوی وارد کننده نیرو طراحی و تهیه شد به طوری که پهنای هر کدام برابر قسمت میانی سیم لحیم شده به روکش باشد. پس از قرار دادن نمونه در دستگاه و فیکس کردن آن، دستگاه با سرعت ۲ mm بر دقیقه شروع به وارد

شده به مزایا و دیستال کرآون لحیم شد، به طوری که سیم کاملاً در راستای محور طولی دندان قرار گرفت. لازم به ذکر است که قبلاً استحکام کششی سیم ۰/۹ ارتودنسی با دستگاه اینسترون برآورد شد و مشخص شد که نیروی بیش از ۱۰۰۰ نیوتن، که از حداکثر نیروی مورد انتظار ما بیشتر بود را، به خوبی تحمل می‌کند.

پس از انجام همه این مراحل دندان‌ها به ۴ گروه ۱۲ تایی تقسیم شدند و دندان‌های هر گروه توسط یکی از ۴ سمان مورد نظر طبق دستور کارخانه سازنده سمان شدند: گروه اول با سمان پلی‌کربوکسیلات (Poly-F^R plus-Germany)، چسبانده شد. به این ترتیب که، ۲ پیمانه پودر و ۲ قطره آب مقطر روی اسلب شیشه‌ای ریخته شد. پودر به دو قسمت تقسیم شد و ابتدا یک قسمت با مایع با کمک اسپاتول همزن مخلوط شد و سپس قسمت دوم وارد مخلوط شد و با اسپاتول همزن فلزی به سرعت مخلوط شد تا قوام کرم مانند حاصل شود. زمان مخلوط کردن ۱۵ ثانیه و زمان کارکردن حدود ۲ دقیقه بود. گروه دوم با سمان زینک فسفات (Harvard Cement- Germany)، چسبانده شد. به این ترتیب که ۱/۵ گرم پودر و ۱ گرم مایع را روی اسلوب شیشه‌ای ریخته، پودر به ۴ قسمت تقسیم شد و به تدریج وارد مایع شد و با اسپاتول همزن فلزی مخلوط شد. قوام مناسب برای سمان کردن زمانی حاصل شد که حدود ۱ اینچ از اسپاتول کشش بیاید. زمان مخلوط کردن در این سمان ۹۰ ثانیه و زمان کارکرد ۳ دقیقه بود. گروه سوم با سمان گلاس آینومر کانونشنال (Mercombipack-voco-Germany)، چسبانده شد. به این ترتیب که یک پیمانه پودر و یک قطره مایع روی اسلب شیشه‌ای ریخته شد، پودر به ۳ قسمت تقسیم و قسمت به قسمت وارد مایع شد و با اسپاتول پلاستیکی مخلوط شد. زمان مخلوط کردن برای این سمان ۳۰ ثانیه



تصویر ۱: نمونه در دستگاه اینسترون تحت کشش قرار گرفته

یافته‌ها

آزمون آنالیز واریانس یک طرفه ANOVA نشان داد که میانگین استحکام گیر در چهار نوع سمان تفاوت معنی‌داری نداشت ($P=0/1$). و همانطور که در جدول ۱ ملاحظه می‌گردد میزان گیر به ترتیب از بیشترین به کمترین زینک فسفات، سمان رزینی، پلی‌کربوکسیلات و گلاس آینومر بود.

آوردن نیروی کششی به روکش کرد. ^(۱) نیرو از صفر شروع شده و به تدریج افزایش یافت تا زمانی که علائم جدا شدن روکش از دندان مشاهده شود. پس از مشاهده این علائم دستگاه متوقف شده و نیروی محاسبه شده توسط دستگاه، ثبت گردید. این مرحله برای همه نمونه‌ها انجام گردید.

استحکام گیر (Retentive Strength) نمونه‌ها با استفاده

$$\text{از فرمول } \frac{\text{نیرو (kg)}}{\text{سطح (cm}^2\text{)}} \text{ محاسبه شد.}$$

جهت محاسبه مساحت روکش‌ها، هر SSC بریده شد و کاملاً روی کاغذ شطرنجی میلیمتری صاف شد و مساحت آن از طریق شمارش مربع‌های اشغال شده توسط SSC روی کاغذ شطرنجی، محاسبه شد.

اعداد حاصله با استفاده از نرم افزار SPSS و آزمون آماری One-way ANOVA مورد ارزیابی قرار گرفتند.

جدول ۱: میانگین استحکام گیر ۴ نوع سمان

نوع سمان	استحکام گیر سمان (kg/cm ²)		
	میانگین	انحراف معیار	حداقل حداکثر
پلی‌کربوکسیلات	۱۷/۲	۳/۳	۱۱/۸۶
زینک فسفات	۱۹/۸	۳/۸	۱۵/۴۳
گلاس آینومر	۱۷/۰۱	۳/۸	۱۰/۵۹
سمان رزینی	۱۹/۲۷	۳/۷	۱۳/۱۴

$$P=0/1$$

بحث

این مطالعه با هدف مقایسه استحکام گیر ۴ نوع سمان متداول رایج در دندانپزشکی شامل پلی‌کربوکسیلات، زینک فسفات، گلاس آینومر و سمان رزینی در روکش‌های استیل زنگ نزن انجام شد. براساس نتایج حاصله از این مطالعه، بین میانگین استحکام گیر چهار نوع سمان مختلف اختلاف آماری معناداری مشاهده نشد. ولی با این وجود میانگین استحکام گیر به ترتیب از بیشترین به کمترین شامل زینک فسفات، سمان رزینی، پلی‌کربوکسیلات و سمان گلاس آینومر بود.

در مطالعه‌ای که Yilmaz^(۹) روی استحکام کششی و ریز نشست ۳ نوع سمان مختلف انجام داد، گزارش کرد که بین استحکام کششی و ریز نشست سمان گلاس آینومر Aqua meron و سمان رزینی پاناویا اختلاف آماری معنی‌داری وجود ندارد که این نتایج با نتایج مطالعه حاضر حتی از لحاظ مارک تجاری سمان نیز تطابق دارد. این مطالعه نشان داد که هرچه کروان نیروی گیر بیشتری داشته باشد، احتمال ریز نشست در آن کمتر است.

در مطالعاتی که Goday^(۱۰) و Myers^(۱۱) انجام دادند، گزارش کردند که بین سمان‌های زینک فسفات و پلی‌کربوکسیلات از نظر توانایی گیر تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. و این با نتیجه مطالعه حاضر هم خوانی دارد.

Raghuanath و همکارانش^(۶)، استحکام گیر روکش‌های استیل زنگ نزن را با استفاده از سه نوع سمان پلی‌کربوکسیلات، زینک فسفات و گلاس آینومر مورد مقایسه قرار دادند. طبق نتایج این مطالعه، میانگین استحکام گیر در گروه زینک فسفات بیشترین و در گروه پلی‌کربوکسیلات کمترین بود. میانگین استحکام گیر زینک فسفات و گلاس آینومر به طور معنی‌داری بیشتر از

پلی‌کربوکسیلات بود و زینک فسفات و گلاس آینومر با هم تفاوت معنی‌داری نداشتند. در مطالعه حاضر میانگین استحکام گیر پلی‌کربوکسیلات $17/2 \text{ kg/cm}^2$ ، زینک فسفات $19/8 \text{ kg/cm}^2$ و گلاس آینومر $17/01 \text{ kg/cm}^2$ بود، که هیچ کدام تفاوت آماری معنی‌داری نشان ندادند. نتایج این مطالعه از لحاظ معنی‌دار نبودن استحکام گیر سمان زینک فسفات و گلاس آینومر با مطالعه Raghuanath همخوانی داشت ولی از لحاظ معنی‌دار نبودن استحکام گیر سایر سمان‌ها با مطالعه مذکور مغایرت داشت. شاید بتوان علت مغایرت نتایج را روش متفاوت انجام تحقیق مطالعه مذکور برای کشش نمونه‌ها از Begg's bracket لحیم شده به کروان‌ها استفاده شد. همچنین از دندان‌های مولر اول و دوم شیری استفاده شده بود، در حالی که در مطالعه حاضر فقط مولرهای دوم شیری استفاده شد، به‌علاوه مارک تجاری سمان‌های مورد استفاده در دو مطالعه هم با هم تفاوت داشت. Raghuanath سمان گلاس آینومر را به علت کاربرد ساده‌تر و آزادسازی فلوراید، برای سمان کردن کروان‌های استیل زنگ نزن در کودکان پیشنهاد کرد.

Subramaniam و همکارانش^(۷) استحکام گیر سه نوع سمان شامل گلاس آینومر معمولی، گلاس آینومر مدیفیه با رزین و سمان رزینی را در روکش‌های استیل زنگ نزن مورد مقایسه قرار دادند.

طبق نتایج این مطالعه میانگین استحکام گیر در گروه گلاس آینومر $12/34 \text{ kg/cm}^2$ ، گلاس آینومر مدیفیه با رزین $18/12 \text{ kg/cm}^2$ و گروه سمان رزینی $19/07 \text{ kg/cm}^2$ بود، که میانگین استحکام گیر بین گلاس آینومر معمولی و گلاس آینومر تغییر یافته با رزین، و همچنین بین گلاس آینومر معمولی و سمان رزینی تفاوت معنی‌داری داشت، اما بین سمان رزینی و گلاس آینومر تغییر یافته با

می‌تواند سمان مناسبی برای چسباندن روکش‌های استیل زنگ نزن باشد.^(۱۴)

در مورد میزان استحکام گیر گلاس آینومر تنوع زیادی در مطالعات وجود دارد که این تنوع می‌تواند به عللی مثل حساسیت سمان‌های گلاس آینومر به Manipulation و همچنین نسبت پودر به مایع باشد.^(۱۶)

با وجود این که سمان‌های گلاس آینومر معمولی با ساختار دندان واکنش می‌دهند و یک باند کووالانسی ایجاد می‌کنند، ولی این باند نقشی در افزایش گیر ندارد. گلاس آینومرها علیرغم خصوصیات ادهزیوی که دارند، به عدم قابلیت اعتماد^۱ معروف اند، چون تعدادی از کراون‌ها در نیروی خیلی کم از دست می‌روند که ممکن است در کلینیک هم با این مسأله مواجه شویم.^(۱۷) گیر کمتر گلاس آینومر می‌تواند به علت شکست کوهزیو خود به خود سمان‌باشد که این شکست به علت استرس زیاد در اثر انقباض Setting حاصله، همراه با فشار چسبندگی سمان به دیواره‌های کراون و عاج دندان می‌باشد.^(۱۸)

استحکام کششی و Fracture toughness پایین سمان گلاس آینومر معمولی هم علت دیگر شکست در نیروهای پایین است.^(۱۸) همچنین گزارش شده است که انقباض حجمی سمان‌های گلاس آینومر معمولی، حتی تحت شرایط رطوبت ۱۰۰٪ و بدتر از آن در شرایط دهیدراسیون، در محدوده ۳/۴ تا ۲/۱٪ می‌باشد.^(۱۹) همه انواع سمان‌های گلاس آینومر هم در رطوبت و هم در خشکی و دهیدره شدن به سرعت منقبض می‌شوند.^(۲۰) البته با وجود این معایب، گلاس آینومرها مزایای متعددی دارند که باعث شده است یکی از محبوب‌ترین مواد برای سمان کردن دائمی در کلینیک باشند. گلاس آینومرها علاوه بر خواص فیزیکی خوب، به ساختار دندان و فلزات

رزین تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشد.

در مطالعه حاضر علیرغم این که میانگین استحکام گیر در گروه سمان رزینی بیشتر از گروه سمان گلاس آینومر بود ولی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد که این با نتایج مطالعه Subramaniam مطابقت نداشت. شاید بتوان دلیل عدم تطابق نتایج در مطالعه Subramaniam را، استفاده از دندان‌های D و E و نوع متفاوت مارک تجاری سمان‌های مورد استفاده و روش متفاوت انجام تحقیق داشت.

یکی از علل بالاتر بودن استحکام گیر زینک فسفات نسبت به پلی‌کربوکسیلات، احتمالاً اثرات Inter locking مکانیکی آن و تطابق فیزیکی بیشتر نزدیک برای سیل مارژین رستوریشن می‌باشد.^(۱۰،۱۱) علاوه بر این سمان زینک فسفات به علت دارا بودن کمترین Film thickness بین سایر سمان‌ها، باعث نشست صحیح و تطابق نزدیک‌تر کراون با دندان شده^(۵،۱۲) و این می‌تواند دلیلی برای بیشتر بودن استحکام گیر این سمان باشد. همچنین pH پایین‌تر سمان زینک فسفات ممکن است اثر اچ‌کنندگی روی نسج دندان داشته باشد که این باعث باند بهتر سمان به دندان می‌شود.^(۱۳) در این مطالعه میانگین استحکام گیر سمان گلاس آینومر با پلی‌کربوکسیلات معنی‌دار نبود. اما به هر حال سمان گلاس آینومر نسبت به پلی‌کربوکسیلات مزایایی دارد که شامل سیالیت و ویسکوزیته کمتر این سمان و آزاد سازی فلوراید می‌باشد.^(۶)

سمان پلی‌کربوکسیلات با مینا و عاج باند یونی برقرار می‌کند. واکنش شیمیایی سمان پلی‌کربوکسیلات به این صورت است که یون‌های روی متصل شده به مولکول‌های اسید پلی‌اکریلیک، یک ساختار Cross link بزرگ ایجاد می‌کند که این مولکول‌ها توانایی واکنش با یون‌های کلسیم موجود در ساختار مینا و استیل زنگ نزن را دارد. این موضوع نشان می‌دهد که سمان پلی‌کربوکسیلات

مناسبی باشد. همچنان که سمان‌های زینک فسفات و پلی‌کربوکسیلات هم به دلیل قیمت کمتر نسبت به سمان‌های رزینی و گلاس‌آینومر در شرایط خاص قابل کاربرد بوده و هر کدام مزایا و معایب خاص خود را دارا هستند. ولی به نظر می‌رسد مسأله مهم گیر و تطابق مکانیکی اولیه روکش روی دندان از اهمیت اساسی برخوردار است، لذا حتماً باید به لزوم کریمپ نمودن SSC و انتخاب سائز مناسب دقت کافی مبذول داشت.

با توجه به اینکه گیر روکش دندان شیری علاوه بر سمان به عوامل دیگری مثل نوع تراش، Crimp نمودن لبه‌ها و ... نیز وابسته است، عدم محاسبه گیر روکش قبل از سمان کردن نمونه‌ها از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌باشد، لذا پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی گیر روکش‌ها هم قبل و هم بعد از سمان کردن با دستگاه اینسترون اندازه‌گیری شود و استحکام گیر روکش‌ها با و بدون سمان مقایسه شود. همچنین پیشنهاد می‌شود مطالعات بیشتر در شرایط کلینیکی و به صورت فالوآپ انجام شود.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج این مطالعه میانگین استحکام گیر بین ۴ نوع سمان پلی‌کربوکسیلات، زینک فسفات، گلاس‌آینومر و سمان رزینی در روکش‌های استیل زنگ نزن تفاوت معنی‌داری نداشت. بر این اساس انتخاب نوع سمان برای روکش‌های استیل زنگ نزن بر اساس قضاوت کلینیکی دندانپزشک و شرایط بالینی بیمار می‌باشد.

تشکر و قدردانی

این تحقیق از پایان نامه دوره تخصصی دندانپزشکی کودکان به شماره ثبت ۳۳ استخراج گردیده است. بدینوسیله از همکاری و مساعدت مسئولین محترم دانشکده شیمی دانشگاه آزاد اصفهان واحد خوراسگان و

می‌چسبند و مهمتر از همه، مقدار قابل توجهی فلوراید آزاد می‌کنند، که مقاومت مینا و عاج را به انحلال اسیدی افزایش داده و به عنوان یک عامل باکتریوستاتیک عمل می‌کند.^(۲۱) با توجه به این ویژگی‌ها و با توجه به اینکه استحکام گیر این سمان نسبت به سایر سمان‌ها تفاوت معنی‌داری نداشت، سمان گلاس‌آینومر می‌تواند در برخی شرایط کلینیکی با توجه به قضاوت حرفه‌ای کلینیسین انتخاب مناسبی باشد.

سمان‌های رزینی باند بسیار محکم‌تری نسبت به گلاس‌آینومر با فلزات بیس متال برقرار می‌کند.^(۲۲) همچنین مشخص شده است که استحکام فشاری، استحکام خمشی و ضریب الاستیسیته سمان‌های رزینی بسیار بیشتر از سمان‌های گلاس‌آینومر معمولی و رزین مدیفاید است.^(۲۳)

Cohen گزارش کرد که ذرات ریز کامپوزیتی موجود در سمان رزینی باعث ضریب الاستیسیته بیشتر و انرژی شکست بسیار بالاتر در مقایسه با سمان‌های گلاس‌آینومر می‌شود.^(۲۴) همچنین استحکام کششی سمان‌های گلاس‌آینومر مشخصاً کمتر از سمان‌های رزینی است.^(۲۵)

با توجه به نتایج این مطالعه این طور استنباط می‌شود که بین استحکام گیر روکش‌های مختلف تفاوت چندانی وجود ندارد. از آنجا که سمان رزینی نیاز به مراحل متعدد و وقت گیر دارد و در طول مراحل، کنترل رطوبت بسیار حساس است، کاربرد آن برای روکش‌های استیل زنگ در کودکان کوچک و غیرهمکار مشکل به نظر می‌رسد و پیشنهاد نمی‌شود. از آنجا که کار با سمان گلاس‌آینومر راحت است و این سمان فلوراید آزاد می‌کند، قیمت کمتری نسبت به سمان‌های رزینی دارد و حلالیت کمتری نسبت به سمان‌های زینک فسفات و پلی‌کربوکسیلات دارد، می‌تواند برای سمان کردن روکش‌های استیل انتخاب

مرکز تحقیقات ترابی نژاد دانشکده دندانپزشکی دانشگاه اصفهان تقدیر و تشکر می‌شود.

منابع

1. Mojon P, Howbolt EB, MacEntee ME, Ma PH. Early bond strength of luting cements to precious alloy. J Dent Res. 1992; 71: 1633-9.
2. MC Donald RE, Avery DR. Dentistry for the Child and Adolescent. 9th ed. Indiana: Patricia Tannian; 2011. P. 403-42.
3. Messer LB, Levering NJ. The durability of primary molar restorations: II. Observations and predictions of success of stainless steel crowns. Pediatr Dent 1988; 10(2): 81-5.
4. Randall RC. Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: Review of the literature. Pediatr Dent 2002; 24(5): 489-500.
5. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Material. 13th ed. St. Louis: Mosby Co; 2012. P. 202-64.
6. Raghunath Reddy MH, Subba Reddy VV, Basappa N. A comparative study of retentive strengths of zinc phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements with stainless steel crowns-an *in vitro* study. J Indian Soc Pedod Prev Dent 2010; 28(4): 245-50.
7. Subramaniam P, Kondae S, Gupta KK. Retentive strength of luting cements for stainless steel crowns: An *in vitro* study. J Clin Pediatr Dent 2010; 34(4): 309-12.
8. Veerabhadran MM, Reddy V, Nayak UA, Rao AP, Sundaram MA. The effect of retentive groove, sandblasting and cement type on the retentive strength of stainless steel crowns in primary second molars--an *in vitro* comparative study. J Indian Soc Pedod Prev Dent 2012; 30(1): 19-26.
9. Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S. Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. Dent Mater J 2004; 23(4): 577-84.
10. Garcia Godoy F. Clinical evaluation of the retention of preformed crowns using two dental cements. J Pedod 1984; 8: 278-81.
11. Myers DR, Bell RA, Barenie JT. The effect of cement type and tooth preparation on the retention of stainless steel crowns. J Pedod 1981; 5: 275-80.
12. Casamassimo PS, Fields HW, McTigue DJ, Nowak AJ. Pediatric Dentistry: Infancy through Adolescence. 5th ed. St. Louis: Saunders Co; 2013.
13. Mathewson RJ, Lu Kh, Talebi R. Dental cement retentive force comparison on stainless steel crowns. J Calif Dent Assoc 1974; 2: 42-5.
14. Mizrahi E. The recementation of orthodontic bands using different cements. Angle Orthod 1979; 49: 239-46.
15. Rich JM, Leinfelder KF, Hershay HG. An *in vitro* study of cement retention as related to orthodontics. Angle Orthod 1975; 45: 219-22.
16. Sahmali S, Demiral F, Saygili G. Comparison of invitro tensile bond strength of luting cements to metallic and tooth colored posts. Int J Periodont Restor Dent 2004; 24: 256-63.
17. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. J Prosthet Dent 2002; 88: 491-7.
18. Mitchel CA, Douglas WH, Cheng YS. Fracture toughness of conventional resin modified glass ionomer and composite luting cements. Dent Mater 1999; 15: 713.
19. Kanchanasavita W, Pearson GJ, Anstice HM. Influence of humidity on dimensional stability of a range of ion leachable cements. Biomater 1995; 19: 921-9.
20. Jokstad A. A split mouth randomized clinical trial of single crowns retained with resin modified glass ionomer and zinc phosphate luting cements. Int Prosthodont 2004; 17: 411-6.

21. Harold OH, Heyman ES, Swift JR, Sturdevant CM. Art and Science of Operative Dentistry. 6th ed. St. Louis: Mosby Co; 2012.
22. McCabe JF, Wals AWG. Applied Dental Materials. 8th ed. Oxford, Blackwell Science 1996; P. 189-217.
23. Leevailoj C, Plati JA, Cochran MA, Moore BK. *In vitro* study of fracture incidence and compressive fracture load of all ceramic crowns cemented with resin modified glass ionomer and other luting agents. J Prosthet Dent 1998; 80: 699-707.
24. Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL. Retentive properties of a threaded split post with attachment sleeves cemented with various luting agents. J Prosthet Dent, 1993; 63: 149-54.
25. Proussaefs P. Crown cemented on crown preparations lacking geometric resistance form part II: Effect of cement. J Prosthodont 2004; 13(?): 36-41.

هم خوانی سن تقویمی و مورفولوژی مهره‌های گردنی در رادیوگرافی لترال سفالومتری در جمعیتی از ایران

فریدا عابسی*، سیده ستاره فتاحی**، سینا حقانی فر***#، احسان موعودی*، ولی اله آرش****، ثریا خفری*****
 * استادیار رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، ایران
 ** دندانپزشک
 *** دانشیار رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، ایران
 **** استادیار ارتودنسی، مرکز تحقیقات مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، ایران
 ***** استادیار گروه آمار حیاتی، گروه پزشکی اجتماعی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، ایران
 تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۱۸ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۸/۲۵

The Agreement of Chronological Age and Cervical Vertebrae Morphology in Lateral Cephalogram in a Selected Iranian Population

Farida Abesi*, SeyedehSetareh Fattahi**, Sina Haghanifar***#, Ehsan Moudi*, Valiollah Arash****, Soraya Khafri*****

* DDS.MSc., Assistant Professor of Oral & Maxillofacial Radiology, Dental Materials Research Center, School of Dentistry, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

** DDS. Dentist

*** DDS.MSc., Associate Professor of Oral & Maxillofacial Radiology, Dental Materials Research Center, School of Dentistry, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

**** DDS.MSc., Assistant Professor of Orthodontics, Dental Materials Research Center, School of Dentistry, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

***** PHD., Assistant Professor, Dept of Biostatistics, Social of Medicine, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

Received: 9 July 2014 ; Accepted: 16 November 2014

Introduction: Cervical vertebrae morphology is used in planning orthodontic patients' treatment for assessing skeletal maturation. The aim of this study was to investigate the relationship between chronological age and Cervical Vertebral Maturation (CVM) stages.

Materials & Methods: In this descriptive-analytical study, 320 lateral cephalograms over an age range of 7-15 years (160 boys and 160 girls) were investigated in the city of Babol, Iran. The subjects were divided into eight age groups. The Baccetti modified version of CVM method was used for the assessment. The assessment consisted of visual analysis of morphological characteristics of the three cervical vertebrae (C2, C3, C4). Data analysis was done using SPSS (version 20) software. $P \leq 0.05$ was considered significant.

Results: The spearman correlation coefficient between chronological age and cervical vertebral maturation stages was 0.841 ($P < 0.001$) in total sample size, 0.839 ($P < 0.001$) in boys and 0.873 ($P < 0.001$) in girls. The positive likelihood ratio for detecting cervical vertebral stages was low in all age groups; except for age range of 7-8 in boys and girls, and age ranges of 8-10 and 14-15 in the girls.

Conclusions: The results of this study demonstrated that the CVM method is reliable for the determination of onset of puberty and despite the high correlation coefficient between chronological age and cervical vertebral maturation stages, the low positive likelihood ratio in most age groups results that the chronological age is a poor indicator for detecting maturation stages.

Key words: Cervical vertebrae, cephalometry, digital radiography.

Corresponding Author: s.haghanifar@mubabol.ac.ir , dr_haghanifar@yahoo.com

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 61-70 .

چکیده

مقدمه: در برنامه‌ریزی درمانی برای بیماران ارتودنسی از مورفولوژی مهره‌های گردنی برای بررسی بلوغ اسکلتی استفاده می‌شود. هدف این مطالعه بررسی رابطه سن تقویمی و مراحل بلوغ مهره‌های گردنی بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه توصیفی-تحلیلی، ۳۲۰ لترال سفالوگرام افراد در محدوده سنی ۷-۱۵ سال (۱۶۰ پسر و ۱۶۰ دختر) در شهر بابل مورد بررسی قرار گرفتند. افراد به ۸ گروه سنی تقسیم شدند. از روش تغییر یافته Baccetti برای بلوغ مهره‌های گردنی (CVM) استفاده شد. ارزیابی شامل بررسی چشمی ویژگی‌های مورفولوژیکی سه مهره گردنی (مهره‌های دوم، سوم و چهارم گردن) بود. آنالیز داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS با ویرایش ۲۰ انجام شد. ($P \leq 0/05$) معنی‌دار تلقی گردید.

یافته‌ها: ضریب همبستگی اسپیرمن بین سن تقویمی و مراحل بلوغ مهره‌های گردنی در کل نمونه‌ها $0/841$ ($P < 0/001$)، در پسرها $0/839$ ($P < 0/001$)، در دخترها $0/873$ ($P < 0/001$) بود. نسبت درستی مثبت برای تعیین مراحل بلوغ مهره‌های گردنی در کلیه گروه‌های سنی، به جز گروه سنی ۷-۸ سال (در پسرها و دخترها) و گروه سنی ۱۰-۸ و ۱۵-۱۴ سال در دخترها، پایین بود.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد در جمعیت، مورد مطالعه روش CVM، در تعیین زمان شروع بلوغ قابل اعتماد است و علی‌رغم وجود ضریب همبستگی بالای بین سن تقویمی و مراحل بلوغ مهره‌های گردنی، پایین بودن نسبت درستی مثبت در بیشتر گروه‌های سنی، بیانگر این مسئله است که سن تقویمی نشانگر ضعیفی برای تعیین مراحل بلوغ است.

واژه‌های کلیدی: مهره گردنی، سفالومتری، رادیوگرافی دیجیتال.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱ : ۷۰-۶۱.

مقدمه

بیولوژیکی متعددی برای ارزیابی بلوغ بیولوژیکی فردی پیشنهاد شده‌اند.^(۳) ویژگی‌های بلوغ جنسی، سن کرونولوژیک (تقویمی)، بلوغ دندانی، قد، وزن و رشد اسکلتی، شاخص‌های بلوغی معمول هستند که برای تشخیص مراحل رشد، استفاده می‌شوند.^(۴)

رادیوگرافی مچ دست (Hand-wrist) یکی از معروف‌ترین نشانگرهای بیولوژیک بوده که توسط ارتودنتیست‌ها برای ارزیابی رشد اسکلتال استفاده می‌شود.^(۳) به هر حال، در مورد اکسپوزر اضافی اشعه رادیوگرافی مچ دست، نگرانی وجود دارد.^(۵)

اخیراً ارزیابی بلوغ اسکلتال با استفاده از مهره‌های گردنی محبوبیت روزافزونی پیدا کرده است، زیرا مزیت آن حذف اکسپوزر اضافی اشعه^(۶-۷) است و مهره‌های گردنی در فیلم‌های لترال سفالومتری که به طور معمول در ارتودنسی استفاده می‌شوند، نشان داده می‌شوند.^(۳) رابطه بین بلوغ اسکلتی تعیین شده با استفاده از مهره‌های گردنی و رادیوگرافی مچ دست، قبلاً در جمعیت‌های گوناگونی

زمان مناسب برای شروع درمان، یکی از جنبه‌های حیاتی برنامه درمانی در ارتوپدی دندانی صورتی است.^(۱) دوره رشد قبل از بلوغ، بهترین زمان برای شروع درمان‌های ارتوپدی مال‌اکلوژن‌های اسکلتال است، زیرا یک فاز مطلوب برای تغییرات کرانیوفاسیال است. به هر حال زمان مطلوب برای ارتوپدی دندانی اسکلتی به تشخیص دوره رشد سریع یا شدیدی که می‌تواند به طور معنی‌داری به تصحیح دیسکروپانسی اسکلتی در یک بیمار نسبت داده شود، مربوط است.^(۲)

طی رشد، هر استخوان دچار یک سری تغییرات می‌شود و ترتیب تغییرات برای یک استخوان معین در هر فردی نسبتاً ثابت است، اما زمان تغییرات از یک فرد به فرد دیگر طبق ساعت بیولوژیک آن فرد، متفاوت است.^(۲) تنوع قابل توجه رشد، میان افرادی که سن تقویمی یکسانی دارند، منجر به شکل‌گیری نظریه ارزیابی بلوغ بیولوژیکی یا فیزیولوژیکی گردید.^(۳) نشانگرهای

مواد و روش‌ها

این مطالعه توصیفی-تحلیلی، بر روی ۳۲۰ لترال سفالوگرام افراد در محدوده سنی ۱۵-۷ سال (۱۶۰ پسر و ۱۶۰ دختر) در شهر بابل انجام شد. معیار ورود به مطالعه، وجود رادیوگرافی لترال سفالومتری با کیفیت مناسب بود. در صورت کیفیت نامناسب رادیوگرافی، تاریخچه پزشکی یا جراحی مؤثر بر تکامل اسکلت، فک یا دندان، نمونه از مطالعه حذف می‌شد. بیماران به ۸ گروه سنی با محدوده یک سال، تقسیم شدند که در هر گروه سنی ۲۰ پسر و ۲۰ دختر حضور داشتند.

تمام رادیوگرافی‌ها در شرایط یکسان و به طور همزمان توسط سه متخصص رادیولوژی دهان، فک و صورت، بدون اطلاع از سن و جنسیت بیمار، بررسی شدند و یک نظر واحد به عنوان نظر نهایی اعلام گردید. تصاویر دیجیتال اصلی در اتاق کاملاً تاریک بر روی صفحه نمایشگر ۱۷ اینچ (Samsung syn master DFX 1793)، بدون محدودیت زمانی به نمایش گذاشته شدند و مهره‌های گردنی به روش چشمی مورد بررسی قرار گرفتند.

مراحل بلوغ اسکلتال از روی رادیوگرافی لترال سفالومتری بر اساس روش CVM (Cervical Vertebral Maturity) (۱۲) تعیین و از مورفولوژی تنه مهره‌های گردنی دوم، سوم و چهارم استفاده شد. این روش مبتنی بر تغییرات آناتومیک سه مهره گردنی (C2, C3, C4) است و بر اساس تغییرات زیر شامل ۶ مرحله می‌باشد:

۱. وجود یا عدم وجود تفرع در بوردر تحتانی C2، C3 و C4

گزارش شده است. (۳-۱۰) مطالعات بسیاری اعتبار ارزیابی بلوغ اسکلتی با استفاده از مهره‌های گردنی به جای استخوان‌های دست و مچ را تأیید کرده‌اند. (۳-۹) به هر حال، این روش در تعیین بلوغ و رشد در دوره‌های فاصله‌دار از جهش رشدی، حساسیت ندارد. (۵)

روابطی بین بلوغ مهره‌های گردنی با جهش رشدی در مندیبل گزارش شده است. (۱۲ و ۱۱) به طور متوسط، جهش رشد در فک‌ها، تقریباً همزمان با جهش رشد قد اتفاق می‌افتد ولی باید در نظر داشت که تفاوت‌های فردی قابل توجهی وجود دارد. (۱۳) در تعدادی از مطالعات رابطه سن تقویمی و تغییرات در مورفولوژی مهره‌های گردنی بررسی شده است. (۶ و ۷ و ۸)

کودکان با سن تقویمی یکسان، به یک میزان رشد نمی‌کنند. بنابراین سن تقویمی یک پایه غیرقابل اعتماد برای ارزیابی پتانسیل رشدی در برنامه درمانی ارتودنسی کودک است. (۸) بسیاری از مطالعات نشان داده‌اند که سن تقویمی یک شاخص قابل اعتماد برای ارزیابی وضعیت بلوغ یک کودک نیست. (۶ و ۷ و ۱۰) سن اسکلتی دقیق‌تر و از نظر کلینیکی مفیدتر از سن تقویمی است. (۴)

وقتی سن فیزیولوژیک به جای سن تقویمی استفاده می‌شود، پیش‌بینی پتانسیل رشد بیمار، اختصاصی‌تر می‌شود. پیش‌بینی رشد به وسیله ارزیابی پیشرفت بلوغ، با کاهش قابل توجه تنوعات فیزیولوژیک زیاد میان کودکان با سن تقویمی یکسان، می‌تواند نسبت به استفاده از سن تقویمی، دقت پیش‌بینی را به طور چشم‌گیری افزایش دهد. (۲)

هدف از مطالعه حاضر، بررسی رابطه سن تقویمی و بلوغ مهره‌های گردنی در جمعیتی از پسران و دختران ایرانی می‌باشد.

شکل مستطیل عمودی است. بدنه سایر مهره‌های گردنی، اگر به شکل مستطیل عمودی نباشند، مربع شکل هستند. جهش رشدی مندیبل حداقل دو سال قبل از این مرحله پایان یافته است.^(۱۲)

همچنین برای افرادی که در مرحله CS3 (مرحله آغاز جهش رشد اسکلتی) بودند، وجود یا عدم وجود علائم بلوغ^(۱۳) نیز در پرسشنامه درج گردید.

داده‌ها پس از ورود به نرم افزار SPSS با ویرایش ۲۰ با استفاده از آزمون‌های Spearman correlation، t-test و Chi-Square مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. هدف این مطالعه بررسی حساسیت و ویژگی سن‌های تقویمی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی است، لذا مراحل بلوغ مهره‌های گردنی به عنوان معیار طلایی منظور گردیده و حساسیت و ویژگی هر کدام از رده‌های سنی محاسبه گردید. $P \leq 0/05$ معنی‌دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

محاسبه فراوانی و درصد فراوانی هر یک از مراحل بلوغ مهره‌های گردنی نشان داد که در پسران CS1 و CS2 (هر کدام ۳۳/۸ درصد)، در دختران CS1 (۳۱/۳ درصد) و در کل CS1 (۳۲/۵ درصد) بیش‌ترین درصد فراوانی را داشتند. CS6 در هر دو جنس (پسران ۱/۳ درصد و دختران ۸/۱ درصد) و نیز در کل (۴/۷ درصد) کم‌ترین درصد فراوانی را داشت.

فراوانی مراحل بلوغ مهره‌های گردنی در هر گروه سنی، در جدول ۱ به تفکیک پسران و دختران نشان داده شده است.

۲. تفاوت در شکل بدنه مهره‌های گردنی که به ترتیب شامل دوزنقه، مستطیل افقی، مربع و مستطیل عمودی است.

مراحل این روش به شرح زیر است: (CS=Cervical Stage)

- CS1: بوردر تحتانی هر سه مهره گردنی (C2, C3, C4) صاف است. بدنه C3 و C4 به شکل دوزنقه است. (بوردر فوقانی بدنه، از خلف به قدام Tapered است.) جهش رشدی مندیبل به طور متوسط دو سال بعد از این مرحله اتفاق می‌افتد.

- CS2: در بوردر تحتانی C2 تقعر وجود دارد. بدنه C3 و C4 همچنان دوزنقه‌ای شکل است. جهش رشدی مندیبل به طور متوسط یک سال بعد از این مرحله رخ می‌دهد.

- CS3: تقعر در بوردر تحتانی C2 و C3 وجود دارد. بدنه C3 و C4 می‌تواند به شکل دوزنقه یا مستطیل افقی باشد. جهش رشدی مندیبل در طی همان سال وقوع این مرحله رخ می‌دهد.

- CS4: تقعر در بوردر تحتانی C2 و C3 و C4 وجود دارد. بدنه C3 و C4 به شکل مستطیل افقی است. جهش رشدی مندیبل بین یک تا دو سال قبل از این مرحله اتفاق افتاده است.

- CS5: تقعر در بوردر تحتانی C2 و C3 و C4 همچنان وجود دارد. حداقل بدنه یکی از C3 و C4 مربع شکل است. بدنه مهره‌های گردنی دیگر، اگر مربع شکل نباشند، همچنان مستطیل افقی هستند. جهش رشدی مندیبل حداقل یک سال قبل از این مرحله پایان یافته است.

- CS6: تقعر در بوردر تحتانی C2 و C3 و C4 همچنان مشهود است. حداقل بدنه یکی از C3 و C4 به

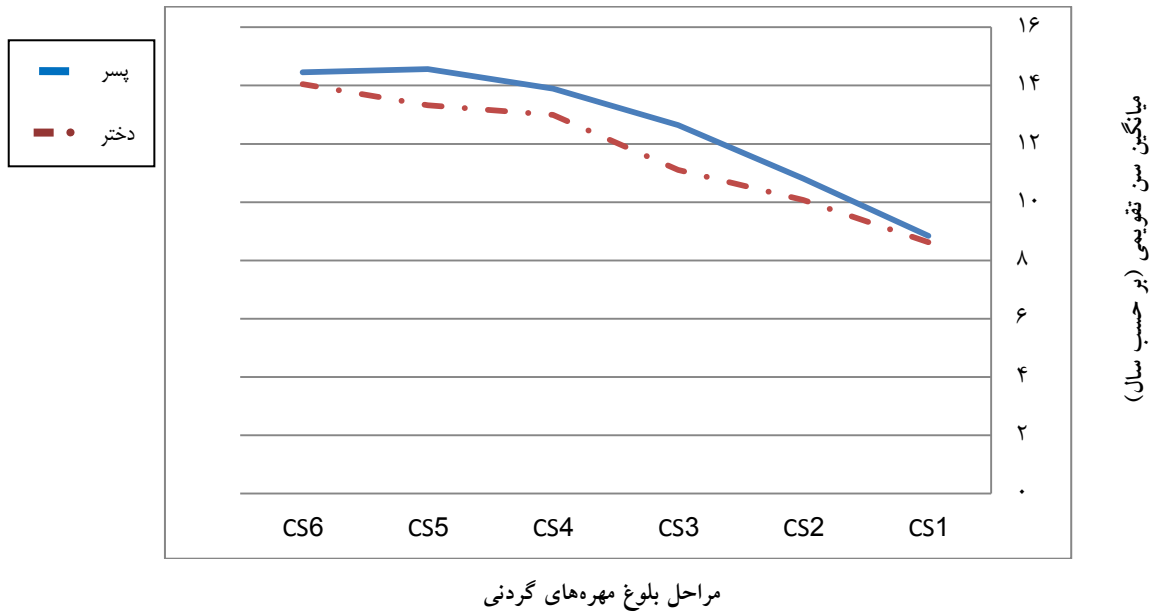
جدول ۱: فراوانی مراحل بلوغ مهره‌های گردنی در هر گروه سنی به تفکیک پسران و دختران و به طور کلی

گروه‌های سنی (سال)	مراحل بلوغ مهره‌های گردنی																	
	CS6			CS5			CS4			CS3			CS2			CS1		
	کل	دختر	پسر	کل	دختر	پسر	کل	دختر	پسر	کل	دختر	پسر	کل	دختر	پسر	کل	دختر	پسر
۷-۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۴۰	۲۰	۲۰
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۱۰۰/۰)	(۱۰۰/۰)	(۱۰۰/۰)
۸-۹	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱۲	۵	۷	۲۸	۱۵	۱۳
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۳۰/۰)	(۲۵/۰)	(۳۵/۰)	(۷۰/۰)	(۷۵/۰)	(۶۵/۰)
۹-۱۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۲	۲	۰	۲۱	۱۳	۸	۱۷	۵	۱۲	
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۵/۰)	(۱۰/۰)	(۰/۰)	(۵۲/۵)	(۶۵/۰)	(۴۰/۰)	(۴۲/۵)	(۲۵/۰)	(۶۰/۰)	
۱۰-۱۱	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱	۱	۰	۸	۷	۱	۱۷	۴	۱۳	۱۴	۸	۶
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۲/۵/۰)	(۵/۰)	(۰/۰)	(۲۰/۰)	(۳۵/۰)	(۵/۰)	(۴۲/۵)	(۲۰/۰)	(۶۵/۰)	(۳۵/۰)	(۴۰/۰)	(۳۰/۰)
۱۱-۱۲	۰	۰	۰	۲	۲	۰	۴	۴	۰	۹	۴	۵	۲۳	۸	۱۵	۲	۲	۰
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۵/۰)	(۱۰/۰)	(۰/۰)	(۱۰/۰)	(۲۰/۰)	(۰/۰)	(۲۲/۵)	(۲۰/۰)	(۲۵/۰)	(۵۷/۵)	(۴۰/۰)	(۷۵/۰)	(۵/۰)	(۱۰/۰)	(۰/۰)
۱۲-۱۳	۰	۰	۰	۷	۷	۰	۹	۷	۲	۱۳	۵	۸	۹	۱	۸	۲	۰	۲
	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۱۷/۵)	(۳۵/۰)	(۰/۰)	(۲۲/۵)	(۳۵/۰)	(۱۰/۰)	(۳۲/۵)	(۲۵/۰)	(۴۰/۰)	(۲۲/۵)	(۵/۰)	(۴۰/۰)	(۵/۰)	(۰/۰)	(۱۰/۰)
۱۳-۱۴	۵	۵	۰	۱۱	۱۰	۱	۱۴	۵	۹	۶	۰	۶	۳	۰	۳	۱	۰	۱
	(۱۲/۵)	(۲۵/۰)	(۰/۰)	(۲۷/۵)	(۵۰/۰)	(۵/۰)	(۳۵/۰)	(۲۵/۰)	(۴۵/۰)	(۱۵/۰)	(۰/۰)	(۳۰/۰)	(۷/۵)	(۰/۰)	(۱۵/۰)	(۲/۵/۰)	(۰/۰)	(۵/۰)
۱۴-۱۵	۱۰	۸	۲	۱۳	۶	۷	۱۵	۶	۹	۲	۰	۲	۰	۰	۰	۰	۰	۰
	(۲۵/۰)	(۴۰/۰)	(۱۰/۰)	(۳۲/۵)	(۳۰/۰)	(۳۵/۰)	(۳۷/۵)	(۳۰/۰)	(۴۵/۰)	(۵/۰)	(۰/۰)	(۱۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)	(۰/۰)

سن تقویمی پسران، $12/64 \pm 1/02$ سال و میانگین سن تقویمی دختران، $11/11 \pm 1/07$ سال بود. در CS1 تفاوت در میانگین سن تقویمی پسران و دختران معنی‌دار نبود (پسران $8/84 \pm 1/37$ سال، دختران $8/62 \pm 1/22$ سال، $P > 0/05$). در CS2، CS3، CS4 و CS5 میانگین سن تقویمی به طور معنی‌داری در پسران و دختران تفاوت داشت. در CS6 با توجه به محدودیت تعداد پسران (۲ نفر)، انجام آزمون امکان‌پذیر نبود. تفاوت میانگین سن تقویمی پسران و دختران، در مراحل مختلف بلوغ مهره‌های گردنی، در نمودار ۱ نشان داده شده است.

ضریب همبستگی (Spearman correlation coefficient) بین سن تقویمی و مراحل بلوغ مهره‌های گردنی، به طور کلی $0/841$ ($P < 0/001$)، برای پسران $0/839$ ($P < 0/001$) و برای دختران $0/873$ ($P < 0/001$) محاسبه شد.

از میان پسران متعلق به مرحله CS3، ۲۰ نفر (۹۰/۹ درصد) علائم اولیه بلوغ را داشتند و ۲ نفر بدون علامت بودند. همچنین ۱۷ نفر (۹۴/۴ درصد) از دختران متعلق به مرحله CS3 دارای علائم اولیه بلوغ بودند و ۱ نفر بدون علامت بود. در همه مراحل بلوغ مهره‌های گردنی، میانگین سن تقویمی پسران از دختران بیش‌تر بود. در CS3 میانگین



نمودار ۱: تفاوت میانگین سن تقویمی پسران و دختران، در مراحل مختلف بلوغ مهره‌های گردنی

CS2 در گروه سنی ۱۰-۱۱ سال برای تشخیص CS2 (۲/۰۴) در گروه سنی ۱۰-۱۱ سال برای تشخیص CS2 بود.

در پسران، بالاترین PLR (۳۸/۳۶) در گروه سنی ۷-۸ سال برای تشخیص CS1 بود. در سایر گروه‌های سنی، PLR پایین و پایین‌ترین PLR (۱/۳۱) در گروه سنی ۱۲-۱۳ سال برای تشخیص CS2 بود.

در دختران، بالاترین PLR (۴۳/۰۴) در گروه سنی ۷-۸ سال برای تشخیص CS1 و پایین‌ترین PLR (۱/۴۷) در گروه سنی ۱۰-۱۱ سال برای تشخیص CS1 بود.

نتایج تست‌های تشخیصی با محدوده اطمینان (Confidence Interval) ۹۵ درصد (95% CI) در جدول ۲ نشان داده شده است. شرایط (Conditions) بر اساس فراوان‌ترین مرحله بلوغ مهره‌های گردنی در هر گروه سنی، تعیین شدند.

در کل، بالاترین Positive Likelihood Ratio (PLR) (۸۲/۱۷) در گروه سنی ۷-۸ سال برای تشخیص CS1 بود. در سایر گروه‌های سنی، PLR پایین و پایین‌ترین PLR

جدول ۲: تست‌های تشخیصی برای هر گروه سنی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی به طور کلی و به تفکیک پسران و دختران

گروه‌های سنی (سال)	جنسیت	تست‌های تشخیصی	حساسیت (فاصله اطمینان درصدی)	ویژگی (فاصله اطمینان درصدی)	ارزش اخباری مثبت (فاصله اطمینان درصدی)	ارزش اخباری منفی (فاصله اطمینان درصدی)	نسبت درست‌نمایی مثبت (فاصله اطمینان درصدی)
	کل	CS1	۳۸/۰ (۲۸-۴۷)	۱۰۰/۰ (۹۹-۱۰۰)	۹۸/۰ (۹۳-۱۰۰)	۷۷/۰ (۷۲-۸۲)	۸۲/۱۷ (۱۱/۴۵-۵۸۹/۸۱)
۷-۸	پسر	CS1	۳۶/۰ (۲۳-۴۹)	۹۹/۰ (۹۷-۱۰۰)	۹۵/۰ (۸۵-۱۰۰)	۷۶/۰ (۶۹-۸۳)	۳۸/۳۶ (۵/۲۸-۲۷۸/۸۷)
	دختر	CS1	۳۹/۰ (۲۵-۵۲)	۹۹/۰ (۹۷-۱۰۰)	۹۵/۰ (۸۵-۱۰۰)	۷۹/۰ (۷۲-۸۵)	۴۳/۰۴ (۵/۹۳-۳۱۲/۵۵)
	کل	CS1	۲۷/۰ (۱۸-۳۵)	۹۴/۰ (۹۱-۹۷)	۷۰/۰ (۵۶-۸۴)	۷۳/۰ (۶۸-۷۸)	۴/۸۵ (۲/۵۷-۹/۱۴)
۸-۹	پسر	CS1	۲۴/۰ (۱۳-۳۵)	۹۳/۰ (۸۹-۹۸)	۶۵/۰ (۴۴-۸۶)	۷۱/۰ (۶۳-۷۸)	۳/۶۵ (۱/۵۵-۸/۶۰)
	دختر	CS1	۳۰/۰ (۱۷-۴۳)	۹۵/۰ (۹۲-۹۹)	۷۵/۰ (۵۶-۹۴)	۷۵/۰ (۶۸-۸۲)	۶/۶۰ (۲/۵۴-۱۷/۱۶)
	کل	CS2	۲۵/۰ (۱۶-۳۴)	۹۲/۰ (۸۸-۹۵)	۵۳/۰ (۳۷-۶۸)	۷۷/۰ (۷۲-۸۲)	۳/۰۶ (۱/۷۳-۵/۴۰)
۹-۱۰	پسر	CS1	۲۲/۰ (۱۱-۳۳)	۹۲/۰ (۸۷-۹۷)	۶۰/۰ (۳۹-۸۱)	۷۰/۰ (۶۲-۷۸)	۲/۹۴ (۱/۲۸-۶/۷۷)
	دختر	CS2	۴۲/۰ (۲۵-۵۹)	۹۵/۰ (۹۱-۹۸)	۶۵/۰ (۴۴-۸۶)	۸۷/۰ (۸۲-۹۳)	۷/۷۳ (۳/۳۷-۱۷/۷۴)
	کل	CS2	۲۰/۰ (۱۱-۲۹)	۹۰/۰ (۸۶-۹۴)	۴۳/۰ (۲۷-۵۸)	۷۶/۰ (۷۱-۸۱)	۲/۰۴ (۱/۱۵-۳/۶۳)
۱۰-۱۱	پسر	CS2	۲۴/۰ (۱۳-۳۵)	۹۳/۰ (۸۹-۹۸)	۶۵/۰ (۴۴-۸۶)	۷۱/۰ (۶۳-۷۸)	۳/۶۵ (۱/۵۵-۸/۶۰)
	دختر	CS1	۱۶/۰ (۶-۲۶)	۸۹/۰ (۸۳-۹۵)	۴۰/۰ (۱۹-۶۱)	۷۰/۰ (۶۲-۷۸)	۱/۴۷ (۰/۶۴-۳/۳۶)
	کل	CS2	۲۷/۰ (۱۸-۳۷)	۹۳/۰ (۸۹-۹۶)	۵۷/۰ (۴۲-۷۳)	۷۸/۰ (۷۳-۸۳)	۳/۷۴ (۲/۱۰-۶/۶۵)
۱۱-۱۲	پسر	CS2	۲۸/۰ (۱۶-۴۰)	۹۵/۰ (۹۱-۹۹)	۷۵/۰ (۵۶-۹۴)	۷۲/۰ (۶۵-۸۰)	۵/۸۹ (۲/۲۶-۱۵/۳۴)
	دختر	CS2	۲۶/۰ (۱۰-۴۱)	۹۱/۰ (۸۶-۹۶)	۴۰/۰ (۱۹-۶۱)	۸۴/۰ (۷۷-۹۰)	۲/۷۷ (۱/۲۴-۶/۲۰)
	کل	CS3	۳۳/۰ (۱۸-۴۷)	۹۰/۰ (۸۷-۹۴)	۳۳/۰ (۱۸-۴۷)	۹۰/۰ (۸۷-۹۴)	۳/۳۷ (۱/۹۰-۵/۹۸)
	پسر	CS2	۱۵/۰ (۵-۲۴)	۸۹/۰ (۸۳-۹۵)	۴۰/۰ (۱۹-۶۱)	۶۷/۰ (۵۹-۷۵)	۱/۳۱ (۰/۵۷-۳/۰۱)
۱۲-۱۳		CS3	۳۶/۰ (۱۶-۵۶)	۹۱/۰ (۸۷-۹۶)	۴۰/۰ (۱۹-۶۱)	۹۰/۰ (۸۵-۹۵)	۴/۱۸ (۱/۹۳-۹/۰۶)
	دختر	CS4	۳۰/۰ (۱۲-۴۹)	۹۱/۰ (۸۶-۹۵)	۳۵/۰ (۱۴-۵۶)	۸۹/۰ (۸۳-۹۴)	۳/۲۱ (۱/۴۳-۷/۱۸)
	کل	CS5	۲۰/۰ (۷-۳۳)	۹۰/۰ (۸۴-۹۵)	۳۵/۰ (۱۴-۵۶)	۸۰/۰ (۷۳-۸۷)	۱/۹۲ (۰/۸۳-۴/۴۵)
	کل	CS4	۳۳/۰ (۱۹-۴۷)	۹۱/۰ (۸۷-۹۴)	۳۵/۰ (۲۰-۵۰)	۹۰/۰ (۸۶-۹۳)	۳/۴۷ (۱/۹۷-۶/۱۰)
۱۳-۱۴	پسر	CS4	۴۵/۰ (۲۳-۶۷)	۹۲/۰ (۸۸-۹۷)	۴۵/۰ (۲۳-۶۷)	۹۲/۰ (۸۸-۹۷)	۵/۷۳ (۲/۷۲-۱۲/۰۸)
	دختر	CS5	۴۰/۰ (۲۱-۵۹)	۹۳/۰ (۸۸-۹۷)	۵۰/۰ (۲۸-۷۲)	۸۹/۰ (۸۴-۹۴)	۵/۴۰ (۲/۵۱-۱۱/۶۱)
	کل	CS4	۳۵/۰ (۲۱-۴۹)	۹۱/۰ (۸۸-۹۴)	۳۸/۰ (۲۲-۵۳)	۹۰/۰ (۸۶-۹۴)	۳/۸۷ (۲/۲۲-۶/۷۲)
۱۴-۱۵	پسر	CS4	۴۵/۰ (۲۳-۶۷)	۹۲/۰ (۸۸-۹۷)	۴۵/۰ (۲۳-۶۷)	۹۲/۰ (۸۸-۹۷)	۵/۷۳ (۲/۷۲-۱۲/۰۸)
	دختر	CS6	۶۲/۰ (۳۵-۸۸)	۹۲/۰ (۸۷-۹۶)	۴۰/۰ (۱۹-۶۱)	۹۶/۰ (۹۳-۱۰۰)	۷/۵۴ (۳/۷۷-۱۵/۰۶)

بحث

در این مطالعه، ضریب همبستگی بالایی بین سن تقویمی و بلوغ اسکلتی، به طور کلی و به طور جداگانه برای پسران و دختران، وجود داشت که در توافق با مطالعه Baidas^(۲) در عربستان سعودی بود، در حالی که در مطالعه Uysal و همکاران^(۴) در ترکیه، Alkhal و همکاران^(۵) در چین و Stiehl و همکاران^(۸) در آلمان همبستگی نسبتاً پایین تری بین سن تقویمی و بلوغ اسکلتی حاصل از مهره‌های گردنی برای پسران و دختران به دست آمد. تفاوت در نتایج مطالعات مختلف، می‌تواند به دلیل تفاوت در نژاد، محیط جغرافیایی، گروه‌های سنی انتخاب شده، حجم نمونه‌ها و چگونگی انتخاب نمونه‌ها باشد.

همبستگی بالای بین سن تقویمی و بلوغ مهره‌های گردنی نشان داد که در این جمعیت با افزایش سن تقویمی، مراحل بلوغ مهره‌های گردنی نیز به طور هماهنگ بالا می‌روند؛ اما تنوع زیاد سن تقویمی در هر مرحله از بلوغ مهره‌های گردنی، نشان داد که سن تقویمی شاخص ضعیفی برای تعیین وضعیت بلوغ است. پراکندگی سن تقویمی در هر مرحله از بلوغ مهره‌های گردنی، در مطالعات Baidas^(۲) و Alkhal و همکاران^(۵) نیز گزارش شده است. همچنین مطالعات Baccetti و همکاران^(۱) در ایتالیا، Uysal و همکاران^(۴)، Alkhal و همکاران^(۵)، Baidas^(۲) نشان داده‌اند که سن تقویمی یک شاخص قابل اعتماد برای ارزیابی وضعیت بلوغ نیست.

میانگین سن تقویمی در هر مرحله از بلوغ مهره‌های گردنی، در پسران بیش‌تر از دختران و این تفاوت در مراحل CS2، CS3، CS4 و CS5 معنی‌دار بود. زمان جهش رشد مندیبل، در درمان‌های ارتودنسی اهمیت ویژه‌ای دارد. به طور متوسط، جهش رشد در فک‌ها، تقریباً همزمان با جهش رشد قد اتفاق می‌افتد ولی باید در نظر

داشت که تفاوت‌های فردی قابل توجهی وجود دارد.^(۱۳) بنابراین درمان نقص رشد مندیبل در صورت انجام در طول دوره جهش رشد مندیبل، مؤثرتر است. اگر بیمار در CS3 باشد، مطلوب‌ترین زمان برای درمان اصلاحات رشدی است و بیش‌ترین پاسخ به درمان مورد انتظار است. اگر بیمار در CS4 یا مراحل بالاتر باشد، همچنان درمان اصلاحات رشدی را می‌توان انجام داد، اما ممکن است پاسخ به درمان کم باشد. اگر بیمار در CS2 یا مراحل پایین‌تر باشد، باید قد بیمار برای تعیین جهش رشدی دوران بلوغ، در دوره‌های سه ماهه ثبت شود. درمان اصلاحات رشدی باید در نزدیک جهش رشدی شروع شود.^(۱۴،۱۵) در بیماران با نقص عرضی ماگزایلا، گسترش ماگزایلا در مراحل قبل از بلوغ تأثیر بیش‌تری دارد.^(۱۵) در جلو آوردن ماگزایلا برای اصلاح نقص رشد ماگزایلا، درمان در صورت انجام قبل از جهش رشدی (CS1 و CS2) مؤثر است؛^(۱۴) در اصلاح مشکلات عمودی صورت ناشی از نقص راموس مندیبل، با انجام درمان در زمان جهش رشدی مندیبل (CS3)، ارتفاع صورت قابل کنترل است.^(۱۴،۱۵)

بررسی ویژگی‌های بلوغ^(۱۳) در افرادی که در CS3 بودند، همخوانی زمان بلوغ اسکلتی تعیین شده با روش CVM و زمان شروع بلوغ جسمی و جنسی را در این جمعیت نشان داد و تأییدی بر این مطلب بود که این افراد در آغاز بلوغ هستند. میانگین سن تقویمی در زمان شروع جهش رشدی مندیبل (مرحله CS3)، در پسران نسبت به دختران به طور معنی‌داری بیش‌تر بود. همان‌طور که در مطالعات Baccetti و همکاران^(۱)، Baidas^(۲)، Murthy و همکاران^(۱۶) در هند گزارش شده است در مطالعه حاضر نیز دختران در بلوغ اسکلتی از پسران جلو‌تر بودند و بلوغ اسکلتی دختران در سن پایین‌تری آغاز می‌شد.

درصد افراد ۱۵-۱۴ سال در مراحل بعد از جهش رشد مندیل (CS4، CS5، CS6) بودند. در سایر گروه‌های سنی در دختران، سن تقویمی عملکرد ضعیفی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی داشت. مطالعه حاضر به نوعی در راستای مطالعه Baccetti و همکاران^(۱) بود؛ آن‌ها نیز نشان دادند سن تقویمی نقش تشخیصی ضعیفی در تعیین زمان شروع جهش رشد اسکلتی در هر دو جنس دارد، با این تفاوت که آن‌ها اظهار نمودند که سن تقویمی ۶ ماه±۹ سال در پسران، احتمال بالایی برای تطابق با مراحل قبل از جهش رشد اسکلتی و سن تقویمی ۶ ماه±۱۴ سال در دختران، احتمال بالایی برای تطابق با مراحل بعد از جهش رشد اسکلتی دارد.

نتیجه‌گیری

در جمعیت مورد مطالعه، ضریب همبستگی بالایی بین سن تقویمی و بلوغ اسکلتی حاصل از ارزیابی مهره‌های گردنی در هر دو جنس به دست آمد که این میزان در دختران بیش‌تر بود. قرار گرفتن هر سن تقویمی در محدوده وسیعی از مراحل بلوغ مهره‌های گردنی و نتایج تست‌های تشخیصی، حاکی از این بود که سن تقویمی شاخص ضعیفی برای تعیین وضعیت بلوغ است. همچنین، وجود علائم اولیه بلوغ در افراد متعلق به مرحله CS3، دقت و مفید بودن روش CVM را در تعیین زمان شروع بلوغ در این جمعیت نشان داد.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان نامه دانشجویی سیده ستاره فتاحی به شماره ۵۶۵ دانشکده دندانپزشکی بابل می‌باشد. همچنین از دانشگاه علوم پزشکی بابل تقدیر و تشکر می‌گردد.

به علت تفاوت در زمان بلوغ اسکلتی، تست‌های تشخیصی در پسران و دختران به طور جداگانه نیز انجام شدند. هدف از انجام تست‌های تشخیصی در این مطالعه، تعیین عملکرد تشخیصی سن تقویمی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی در این جمعیت بود. نسبت درست‌نمایی مثبت (PLR) بیش‌تر از "۱" به این معنی است که یک تست مثبت، احتمال وقوع بیش‌تری در افراد دارای شرایط مورد نظر نسبت به افراد بدون شرایط دارد. به طور کلی برای بیماران دارای نتیجه مثبت، PLR بیش‌تر از ۱۰ به طور چشمگیری احتمال وقوع شرایط را افزایش می‌دهد، در حالی که PLR خیلی پایین (کمتر از ۰/۱) تقریباً شانس یک فرد برای داشتن شرایط را غیرمحمول می‌کند.^(۱۷) شرایط بر اساس فراوان‌ترین مرحله بلوغ مهره‌های گردنی در گروه‌های سنی مختلف تعیین شدند.

در گروه ۸-۷ سال، سن تقویمی، عملکرد تشخیصی بسیار قوی در تشخیص CS1، در کل نمونه‌ها داشت؛ در حالی که در سایر گروه‌های سنی، سن تقویمی عملکرد ضعیفی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی داشت. همچنین هم در پسران و هم در دختران، سن تقویمی در ۸-۷ سالگی، عملکرد بسیار قوی در تشخیص CS1 داشت، اما در پسران، در سایر گروه‌های سنی، سن تقویمی عملکرد ضعیفی در تشخیص مراحل بلوغ مهره‌های گردنی داشت. در دختران سن تقویمی، عملکرد تشخیصی نسبتاً قوی در تشخیص CS1 در گروه ۹-۸ سال، CS2 در گروه ۱۰-۹ سال و CS6 در گروه ۱۵-۱۴ سال داشت. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهند، در دختران ۱۰۰ درصد افراد ۹-۸ سال و ۹۰ درصد افراد ۱۰-۹ سال در مراحل قبل از جهش رشد مندیل (CS1 و CS2) و ۱۰۰

منابع

1. Baccetti T, Franchi L, Toffol L, Ghiozzi B, Cozza P. The diagnostic performance of chronological age in the assessment of skeletal maturity. *Prog Orthod* 2006; 7(2): 176-88.
2. Baidas L. Correlation between cervical vertebrae morphology and chronological age in Saudi adolescents. *King Saud University Journal of Dental Sciences* 2012; 3(1): 21-6.
3. Lai EH, Liu JP, Chang JZ, Tsai SJ, Yao CC, Chen MH, et al. Radiographic assessment of skeletal maturationstages for orthodontic patients: Hand-wristbones or cervical vertebrae?. *J Formos Med Assoc* 2008; 107(4): 316-25.
4. Uysal T, Ramoglu SI, Basciftci FA, Sari Z. Chronological age and skeletal maturation of the cervical vertebrae and hand wrist: Is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130(5): 622-8.
5. Alkhal HA, Wong RWK, Rabie ABM. Correlation between chronological age, cervical vertebral maturation and Fishman's skeletal maturity indicators in southern Chinese. *Angle Orthod* 2008; 78(4): 591-6.
6. Kiran S, Sharma VP, Tandon P. Correlative and comparative study of Fishman's skeletal maturity indicators with CVMI and chronological age in lucknow population. *Eur J General Dent* 2012; 1(3): 161-5.
7. Mahajan S. Evaluation of skeletal maturation by comparing the hand wrist radiograph and cervical vertebrae as seen in lateral cephalogram. *Indian J Dent Res* 2011; 22(2): 309-16.
8. Stiehl J, Müller B, Dibbets J. The development of the cervical vertebrae as an indicator of skeletal maturity: Comparison with the classic method of hand-wrist radiograph. *J OrofacOrthop* 2009; 70(4): 327-35.
9. Rasool G, Bashir U, Kundi IU. Comparative evaluation between cervical vertebrae and hand-wrist maturation for assessment of skeletal maturity of orthodontic patients. *Pakistan Oral Dent J* 2010; 30(1): 85-95.
10. Flores MC, Burgess CA, Champney M, Jensen RJ, Pitcher MR, Major PW. Correlation of skeletal maturational stages determined by cervical vertebrae and hand-wrist evaluations. *Angle Orthod* 2006; 76 (1): 1-5.
11. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. An improved version of the cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of mandibular growth. *Angle Orthod* 2002; 72 (4): 316-23.
12. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. The cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of optimal treatment timing in dentofacial orthopedics. *Semin Orthod* 2005; 11 (3): 119-29.
13. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics*. 5th ed. St. Louis: Mosby Co; 2013. P. 93-96,160.
14. Alkhal HA, Wong RWK, Rabie ABM. Elimination of hand-wrist radiographs for maturity assessment in children needing orthodontic therapy. *Skeletal radiol* 2008; 37(3): 195-200.
15. Wong RWK, Alkhal HA, Rabie ABM. Use of cervical vertebral maturation to determine skeletal age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136(4): 484.
16. Murthy KK, Srinivas CN, Lakshmi V, Kumar CV, Krishnaveni M. Assessment of skeletal and dental maturity levels for a given chronological age among Indian children. *J Contemp Dent Pract* 2012; 13(3): 310-5.
17. Akobeng AK. Understanding diagnostic tests 2: Likelihood ratios, pre- and post-test probabilities and their use in clinical practice. *Acta Paediatr* 2007; 96(4): 487-91.

پیشگیری از تکثیر ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ با عصاره آبی ریشه گیاه سرخارگل

ملیحه فراهانی

دانش آموخته کارشناسی ارشد، گروه میکروبیولوژی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد قم، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۸ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۱۰/۲۰

Inhibition of HSV-1 Multiplication by Aqueous Extract of Echinacea Purpurea Root

Maliheh Farahani

M.Sc. Dept of Microbiology of Qom Branch, Islamic Azad University, Qom-Iran

Received: 29 June 2014 ; Accepted: 10 January 2015

Introduction: Medicinal application of plants has been after used for the treatment of different diseases throughout human history. There is an increasing need for antiviral drugs since the treatment of viral infections with the available antiviral drugs often leads to the problem of viral resistance. In the present study, Echinacea purpurea plant with ethnomedical background was tested for its inhibitory effect on HSV-1 multiplication at different exposure times.

Materials & Methods: Root part of Echinacea purpurea plant was extracted with decoction method to obtain crude aqueous extract. This extract was screened for its cytotoxicity against Hep II cell line by CPE assay. Antiviral property of the plant extract was determined by Neutralization Test (NT) at one, two and three hours after extract exposure following inoculation of HSV-1.

Results: Echinacea purpurea plant did not have toxic effect at 50-900 µg/ml concentrations to the cell lines used. Findings indicated that plant extract had the highest inhibitory property when used one hour after virus inoculation that was completely inhibitory for virus replication in concentrations 500-900 µg/ml, but this anti-herpes specificity decreased in two and three hours.

Conclusion: Echinacea purpurea extract exhibited significant antiherpes effect on HSV-1 at nontoxic concentrations to the cell line used. Further research is needed to find action mechanism of this plant before it could be used in conformation of antiherpes drugs.

Key words: Multiplication, HSV-1, echinacea purpurea.

Corresponding Author: ami.airia@gmail.com

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 71-80 .

چکیده

مقدمه: کاربرد دارویی گیاهان برای درمان بیماری‌های گوناگون در زندگی انسان بسیار دیده شده است. امروزه درمان آلودگی‌های ویروسی با داروهای شیمیایی در دسترس با پیدایش مقاومت دارویی در ویروس‌ها با چالش‌هایی روبرو شده است، لذا نیاز به داروهای ضدویروسی نوین احساس می‌گردد. در این پژوهش اثر بازدارندگی گیاه سرخارگل بر ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ در زمان‌های گوناگون اثردهی عصاره بررسی شد.

مواد و روش‌ها: نخست عصاره آبی ریشه این گیاه فراهم گردید و پس از سنجش آستانه توکسیسیته آن بر روی دودمان یاخته ای (Human epithelial type 2 Hep-2) با ارزیابی CPE (Cytopathic effect)، اثر ضدویروسی عصاره گیاهی با روش Neutralization Test (NT) در زمان‌های یک، دو و سه ساعت اثردهی عصاره سرخارگل پس از تلقیح ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بررسی گردید.

یافته‌ها: عصاره گیاه سرخارگل در غلظت‌های ۵۰-۹۰۰ µg/ml هیچ گونه اثر کشندگی بر روی یاخته‌ها نداشت. یافته‌ها نشانگر بیش‌ترین ویژگی بازدارندگی این گیاه در یک ساعت پس از بردن ویروس بر روی یاخته‌ها بود که در رقت‌های ۵۰۰-۹۰۰ µg/ml بازدارنده کامل تکثیر ویروس بود، ولی این ویژگی ضدهرپسی در دو و سه ساعت کاهش یافت.

مولف مسؤول، نشانی: اراک، خیابان امام موسی صدر، کوچه شهید عراقی، پلاک ۴۷۴۶، تلفن: ۰۸۶-۳۲۲۴۱۱۲۷-۰۹۳۶۰۴۱۵۳۸۱

E-mail: ami.airia@gmail.com

نتیجه‌گیری: گیاه سرخارگل در غلظت‌های غیرتوکسیک به کار رفته بر روی دودمان‌های یاخته‌ای، اثر ضدهرپسی خوبی را بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ نشان داد. برای پیدا کردن سازوکار اثر این دارو نیاز به کارآزمایی بیش‌تر می‌باشد تا در ساخت داروهای ضدهرپسی به کار رود.

کلمات کلیدی: تکثیر، هرپس سیمپلکس تیپ ۱، سرخارگل.
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۸۰-۷۱.

مقدمه

چشم می‌شود و ویروس در برخورد مستقیم فرد آلوده با فرد سالم از راه زخم‌های پوستی یا لایه‌های مخاطی (همانند دهان یا اندام تناسلی) منتقل می‌شود. امروزه درمان آلودگی‌های ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ با داروهای شیمیایی امروزی، به دلیل پیدایش مقاومت دارویی در ویروس مانند مقاومت HSV به آسیکلوویر در پی جهش رخ داده در ژن TK ویروسی یا ژن DNA پلیمرز ویروسی^(۱۳-۱۵)، دوره نهفتگی آن در بدن میزبان و برگشت بیماری، با چالش‌هایی روبرو گردیده است. پس بایستی در پی یافتن داروهای ضدهرپسی نوین باشیم^(۱۶-۱۸) و گیاهان دارویی می‌توانند یک راهکار تازه برای درمان بیماری‌های این ویروس باشند.^(۱۹)

در این مقاله پژوهشی اثر ضدویروسی گیاه سرخارگل از تیره کاسنی، گونه پورپورا (Echinacea purpurea) در زمان‌های گوناگون اثردهی عصاره پس از تلقیح ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بر روی کشت یاخته‌ای Hep-2 بررسی گردید. این گیاه بومی آمریکای شمال شرقی و مرکزی است. سرخارگل گیاهی چند ساله و پایا است که بخش دارویش ریشه و ساقه زیرزمینی آن می‌باشد. گل‌ها به رنگ ارغوانی، زرد و نارنجی دیده می‌شوند. ریشه و پیکر رویشی این گیاه دارای مواد ارزشمندی مانند آلکیلامیدها، ایزوبوتیل آمید، اسید شیکوریک، کافتاریک اسید، اکیناکوزید، پلی استیلن‌های آنتی بیوتیک، اینولین، کافتیک و فورلیک اسید، پلی ساکاریدها، روغن فرار و آمیدها است. همچنین سرخارگل دارای اسانس هم

کاربرد دارویی گیاهان در زندگی انسان برای درمان بیماری‌های گوناگون، در دست نوشته‌های گذشتگان بسیار یاد شده است. یافته‌های به دست آمده از انسان یخی یافت شده در کوه‌های آلپ (۵۳۰۰ سال پیش از میلاد) نشانگر کاربرد داروهای گیاهی برای درمان انگل روده می‌باشد.^(۱) بر پایه برآورد سازمان جهانی بهداشت (WHO)، ۸۰ درصد مردم جهان داروهای گیاهی را، به دلیل گران بودن داروهای شیمیایی برای درمان بیماری‌ها به کار می‌برند.^(۲) هم‌چنین در ساختار ۳۰ درصد داروهای نوین امروزی از گیاهان دارویی بهره گرفته شده است.^(۳-۵) تمدن باستانی ایران هم پیشینه‌ای دیرینه در زمینه آشنایی و درمان با گیاهان دارویی دارد و دردست نوشته‌های دانشمندان ایرانی مانند ابن سینا و زکریای رازی کاربرد گیاهان در درمان بیماری‌های گوناگون به چشم می‌خورد.^(۶) پژوهش‌های نوین هم نشانگر اثر ضدویروسی گروهی از گیاهان دارویی می‌باشد^(۷و۸) و این ویژگی در گیاهان دارای تانن، ترپنوئید، آلکالوئید و فلاونوئید به چشم می‌خورد.^(۹و۱۰) در این باره می‌توان از گیاه چای سبز نام برد که فلاونوئیدهای این گیاه اثر ضدویروسی بر روی ویروس نقص ایمنی انسانی (HIV)^(۱۱) و ویروس سین سیشیال تنفسی (RSV)^(۱۲) دارند. ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ به فراوانی در میان انسان‌ها دیده می‌شود و دارای میزبان‌های زیادی است. این ویروس باعث آلودگی‌های پوستی و مخاط دهان، گلو، مری و

می‌باشد که مهمترین ترکیب‌های سازنده آن هومولن، کاربوفیلن و اکسید کاربوفیلن است. در گذشته سرخ پوستان آمریکایی گیاه سرخارگل را برای درمان مارگزیدگی، تب و زخم‌های کهنه به کار می‌بردند.^(۲۰) دم کرده آن در پزشکی سنتی برای سرخک، سرماخوردگی، آلودگی‌های قارچی، درمان دمل‌ها، جوش، آلودگی باکتریایی، تب خال‌ها، دیفتری، ایدز، مالاریا و سیفلیس به کار می‌رود.^(۶) در پزشکی نوین سرخارگل از گیاهان دارویی برگزیده سازمان بهداشت جهانی (WHO) است که به دلیل ویژگی ضدسرماخوردگی و درمان بیماری‌های دستگاه تنفسی و ادراری آن می‌باشد.^(۲۱) سرخارگل در ۵۰ سال گذشته برای داشتن ویژگی ضدویروسی، ضدقارچی و ضدباکتریایی خود در جهان شناخته شده است^(۲۰،۲۲) و کاربرد این گیاه برای مارگزیدگی و سیاه زخم ثابت شده است.^(۲۳)

مواد و روش‌ها

گیاه سرخارگل (*Echinacea purpurea*) از پژوهشکده گیاهان دارویی کرج فراهم گردید و به تایید کارشناس گیاه شناسی دانشکده داروسازی دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی رسید. بخش ریشه آن جداگانه در دمای اتاق خشک گردید و سپس با آسیاب به صورت گرد در آورده شد. ۱۰۰ گرم از گرد گیاه به ۱۰۰ میلی لیتر آب مقطر افزوده شد و برای ۱۰ دقیقه جوشانده شد و با کاغذ صافی پالایه شد.^(۲۴،۲۵) عصاره پالایه شده در دستگاه فریزدرایر خشک گردید.^(۲۶،۲۷) از عصاره گیاهی خشک شده محلول کاربردی با غلظت ۱۰۰۰ μg/ml با استفاده از محیط کشت DMEM (Dulbecco's modified Eagle medium) فراهم گردید و تا زمان آزمایش در یخچال نگهداری شد.

هرپس سیمپلکس ویروس تیپ ۱ سویه KOS به عنوان یک ویروس دارای ژنوم DNA دو رشته‌ای و دودمان

یاخته‌ای Hep-2 برای کشت ویروس به کار برده شدند. کشت یاخته‌ای Hep-2 و ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ از آزمایشگاه‌های ویروس‌شناسی دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران فراهم گردید. با فراهم کردن کشت یاخته‌ای Hep-2 با روش پاساژ دادن و بردن ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بر روی آن شمار زیادی ویروس برای بررسی عیار ویروس به دست می‌آید. هنگامی که اثر سایتوپاتیک ویروس‌ها بیش از ۸۰٪ تک لایه یاخته‌ها را فراگرفت، ویروس‌ها برداشت شدند و سپس با روش TCID₅₀ (50% Tissue Culture Infective Dose) عیار ویروس سنجیده شد.^(۲۸) اندازه‌ای از ویروس که توانسته بود ۵۰٪ یاخته‌های Hep-2 را آلوده کند، عیار ویروس با روش TCID₅₀ به شمار می‌آید.

نخست یاخته‌های Hep-2 در میکروپلیت ۹۶ خانه کشت داده شدند و پس از این که تک لایه کاملی از یاخته‌ها پدیدار شد، رقت‌های گوناگونی از عصاره گیاهی سرخارگل (۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰، ۴۰۰، ۵۰۰، ۶۰۰، ۷۰۰، ۸۰۰ و ۹۰۰ μg/ml) در محیط کشت DMEM دارای ۱۰ درصد سرم جنین گوساله (FCS) به یاخته‌ها افزوده گردید و در چاهک کنترل یاخته تنها محیط کشت ریخته شد. در پایان پلیت آماده شده در گرمخانه ۳۷°C گذاشته شد و تا یک هفته هر روز اثر توکسیسیته عصاره گیاه به صورت CPE (Cytopathic effect) از دید میکروسکوپی بررسی گردید. این ویژگی به صورت آسیب ندیدن یاخته‌ها بدون نشان دادن اثر سایتوپاتیک عصاره بر روی آنها دیده می‌شود.

نخست یاخته‌های Hep-2 در میکروپلیت ۹۶ خانه کشت داده شدند و پس از این که تک لایه کاملی از یاخته‌ها پدیدار شد، 100TCID₅₀ ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بر روی کشت یاخته‌ای برده شد. در

کامل ویروس در زمان دو ساعت تا رقت‌های کم‌تر از $700 \mu\text{g/ml}$ کاسته شده بود و آسیب یاخته‌ای (CPE) در پلیت آزمایشی پدیدار گردیده بود. ویژگی ضدهرپسی عصاره آبی سرخارگل در زمان سه ساعت تنها در چاهک دارای غلظت $900 \mu\text{g/ml}$ بدون CPE دیده می‌شد. (جدول ۱). نمودار ۱ نشان‌دهنده اثر ضدهرپسی صددرصد گیاه سرخارگل در رقت‌های $500-900 \mu\text{g/ml}$ در زمان یک ساعت پس از بردن ویروس بر روی یاخته‌ها است که در رقت‌های پایین‌تر این ویژگی کاهش می‌یابد و در رقت $50 \mu\text{g/ml}$ از عصاره، ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ توانسته بود ۸۵٪ یاخته‌ها را آسیب زند. درحالی که عصاره گیاهی در دو ساعت در غلظت‌های $700-900 \mu\text{g/ml}$ (نمودار ۲) و در سه ساعت در غلظت $900 \mu\text{g/ml}$ به طور کامل از تکثیر ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ پیشگیری می‌کند (نمودار ۳). با گذشت زمان بیش‌تر برای اثردهی عصاره، CPE ویروس در غلظت‌های پایین‌تر ۹۴٪ تا ۱۰۰٪ دیده می‌شود، به ویژه در سه ساعت در بیش‌تر چاهک‌ها آسیب یاخته‌ای ۶۹٪ تا ۱۰۰٪ است. یافته‌های به دست آمده از این پژوهش نشانگر بیش‌ترین کارایی گیاه سرخارگل در بازدارندگی از تکثیر ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ در یک ساعت پس از بردن ویروس بر روی یاخته‌های Hep-2 بود و هرچه زمان اثردهی عصاره سرخارگل بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بیش‌تر می‌شود، کارایی ضدویروسی عصاره در پیشگیری از تکثیر ویروس کم‌تر می‌شود و در چاهک‌های بیش‌تری از کشت یاخته‌ای، CPE ویروس به چشم می‌خورد. هم چنین در روز پایانی هفته آزمایش در زمان‌های یک ساعت و دو ساعت اثردهی عصاره دیده شد که عصاره گیاهی بر روی یاخته Hep-2 نقش نگهدارندگی دارد که در سه ساعت این نقش عصاره کم‌تر شده بود.

خانه کنترل یاخته تنها محیط کشت و در خانه کنترل ویروس محیط کشت با ویروس و در خانه کنترل دارو محیط کشت با بالاترین غلظت غیرتوکسیک عصاره سرخارگل ریخته شد. سپس رقت‌های گوناگونی از عصاره گیاهی سرخارگل (۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰، ۴۰۰، ۵۰۰، ۶۰۰، ۷۰۰، ۸۰۰ و $900 \mu\text{g/ml}$) در زمان‌های یک ساعت، دو ساعت و سه ساعت پس از بردن ویروس بر روی یاخته‌ها به خانه‌ها افزوده گردید. در پایان پلیت آماده شده در گرمخانه 37°C گذاشته شد و تا یک هفته هر روز اثر ضدویروسی عصاره با روش Neutralization test (NT) به صورت بازدارندگی از CPE (Cytopathic effect) ویروس از دید میکروسکوپی بررسی گردید. این ویژگی به صورت آسیب ندیدن یاخته‌ها بدون نشان دادن اثر سایتوپاتیک ویروس بر روی آنها دیده می‌شود. هرکدام از آزمایش‌ها ۳ بار بررسی شد.

یافته‌ها

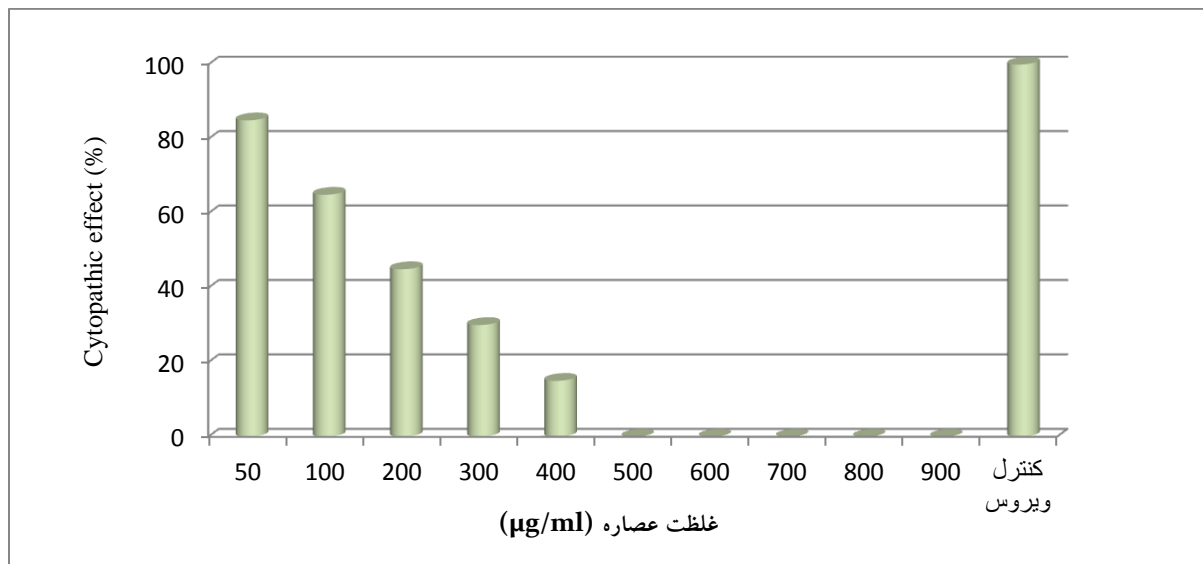
در این پژوهش عیار ویروسی 3×10^5 /ml TCID₅₀ برای ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ به دست آمد. در بررسی سیتوکسیسیته عصاره گیاهی سرخارگل دیده شد که در غلظت‌های به کار رفته آن، تنها غلظت $1000 \mu\text{g/ml}$ اثر کشندگی بر روی یاخته‌های Hep-2 داشت و در غلظت‌های دیگر یاخته‌ها بدون آسیب یاخته‌ای بودند. در آزمایش اثر ضدویروسی گیاه در زمان‌های گوناگون اثردهی عصاره نشان داد که عصاره سرخارگل در زمان یک ساعت در غلظت‌های غیرتوکسیک به کار رفته (۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰، ۴۰۰، ۵۰۰، ۶۰۰، ۷۰۰، ۸۰۰ و $900 \mu\text{g/ml}$) بر روی دودمان‌های یاخته‌ای اثر ضدهرپسی خوبی بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ دارد و می‌تواند در غلظت‌های بیش از $400 \mu\text{g/ml}$ بازدارنده تکثیر کامل ویروس باشد (جدول ۱)، ولی پیشگیری از تکثیر

جدول ۱: بررسی اثر بازدارندگی عصاره سرخارگل بر تکثیر هرپس سیمپلکس تیپ ۱ در زمان‌های گوناگون اثر دهی عصاره

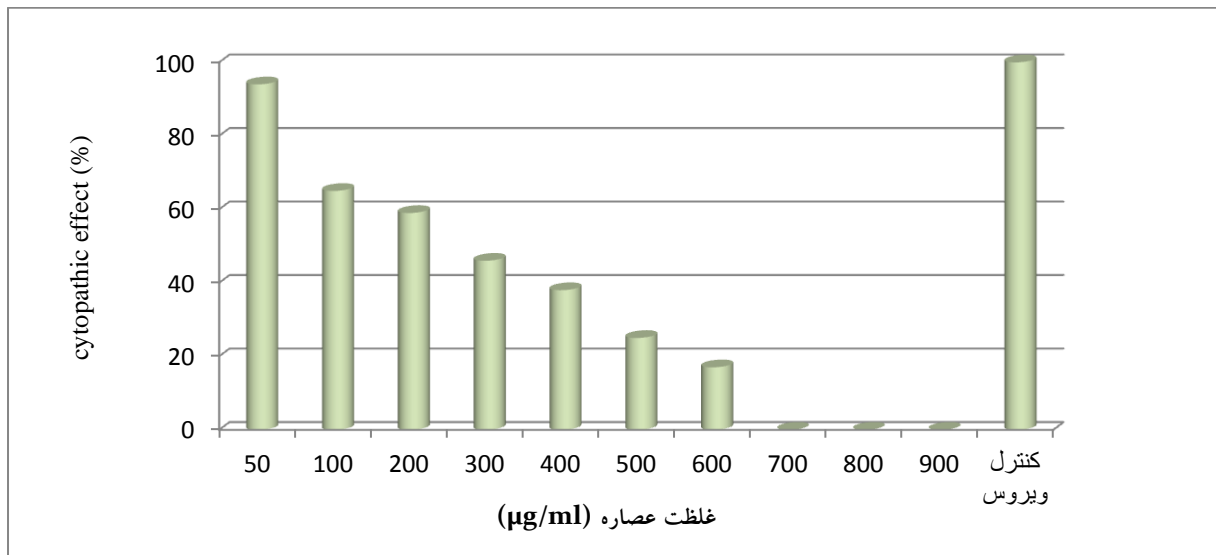
غلظت عصاره										زمان اثر دهی عصاره
۵۰	۱۰۰	۲۰۰	۳۰۰	۴۰۰	۵۰۰	۶۰۰	۷۰۰	۸۰۰	۹۰۰	
$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	$\mu\text{g/ml}$	
+	+	+	+	+	-	-	-	-	-	یک ساعت پس از تلقیح ویروس
+	+	+	+	+	+	+	-	-	-	دو ساعت پس از تلقیح ویروس
+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	سه ساعت پس از تلقیح ویروس

- : دیده نشدن CPE ویروس

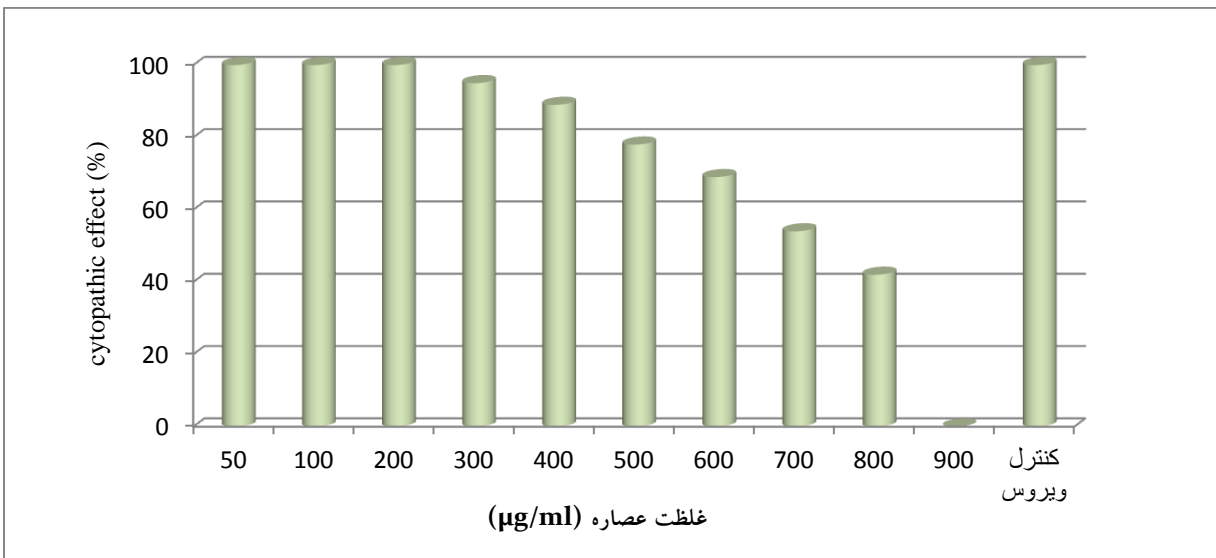
+ : دیده شدن CPE ویروس



نمودار ۱: سنجش اثر ضدویروسی رقت‌های گوناگون عصاره سرخارگل در یک ساعت پس از تلقیح ویروس



نمودار ۲: سنجش اثر ضدویروسی رقت‌های گوناگون عصاره سرخارگل در دو ساعت پس از تلقیح ویروس



نمودار ۳: سنجش اثر ضدویروسی رقت‌های گوناگون عصاره سرخارگل در سه ساعت پس از تلقیح ویروس

بحث

در این پژوهش گیاه سرخارگل در غلظت‌های $50-900 \mu\text{g/ml}$ هیچ گونه اثر کشندگی بر روی یاخته‌های Hep-2 نداشت و تنها در بیش‌ترین غلظت عصاره گیاهی $1000 \mu\text{g/ml}$ آسیب یاخته‌ای دیده شد. گیاه اثر بازدارندگی کامل در غلظت‌های بیش از $400 \mu\text{g/ml}$ بر روی تکثیر ویروس HSV-1 نشان داد. یافته‌های به دست آمده نشانگر کارایی عصاره گیاهی در پیشگیری از تکثیر کامل ویروس در دامنه غلظتی $700-900 \mu\text{g/ml}$ در زمان دو ساعت پس از بردن ویروس بر روی یاخته‌ها بود و این ویژگی در سه ساعت به کم‌ترین اندازه خود رسیده بود تنها که چاهک دارای غلظت $900 \mu\text{g/ml}$ از عصاره آبی سرخارگل، بازدارنده تکثیر کامل ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بود (جدول ۱). به طوری که این یافته‌ها نشانگر کاهش کارایی گیاه با افزایش زمان اثردهی عصاره پس از تلقیح ویروس می‌باشد، چون آسیب یاخته‌های Hep-2 در اثر گسترش ویروس و CPE بالای آن افزایش یافته است و عصاره گیاهی نمی‌تواند بازدارنده تکثیر ویروس باشد. دلیل دیگر این پدیده می‌تواند درصد کم مواد ضدهرپسی در عصاره آبی ریشه سرخارگل باشد که با جداسازی آنها کارایی بیش‌تری بر بازدارندگی از تکثیر ویروس خواهد داشت. برپایه داده‌های نموداری، گیاه هنگامی بیش‌ترین ویژگی ضدویروسی را از خود نشان می‌دهد که یک ساعت پس از بردن ویروس بر کشت یاخته‌ای به کار رود و درصد پیشگیری از اثر سایتوپاتیک ویروس با افزایش غلظت عصاره گیاهی افزایش می‌یابد. پژوهش‌هایی در زمینه ویژگی ضدویروسی سرخارگل شده است، ولی تاکنون این ویژگی در زمان‌های گوناگون اثردهی عصاره بررسی نگردیده است، در پژوهش قائمی و همکارانش^(۲۹) در ایران عصاره آبی پیکر رویشی گیاه

سرخارگل اثر ضدهرپسی خوبی بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ در کشت Vero نشان داد. در کارآزمایی دیگر ویژگی ضدویروسی عصاره ریشه گونه‌های اکیناسه پورپورا و اکیناسه پالیدا بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ و ویروس آنفلوآنزا روی کشت یاخته‌ای Vero دیده شد و یافته‌های آن نشانگر ضدویروس بودن ترکیب آلکامیدی گیاه سرخارگل بود.^(۳۰) در حالی که در پژوهش ما عصاره آبی گیاه روی یاخته‌های Hep-2 که از انسان گرفته شده است، بررسی گردید و ویژگی بازدارندگی خوبی بر تکثیر ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ داشت. در کارآزمایی دیگری ترکیب پلی ساکاریدی گیاه اکیناسه پورپورا بر روی دوره نهفتگی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ بررسی گردید که با افزایش پاسخ ایمنی این دوره را کاهش می‌دهد.^(۳۱) هم چنین در پژوهش Schneider و همکارانش^(۳۲) عصاره هیدروالکلی و افشره اکیناسه پالیدا بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ و ۲ اثر ضدهرپسی نشان دادند و در کشت یاخته‌های کلیه میمون ساخت پلاک ویروسی را تا ۹۹٪ یا ۱۰۰ درصد کاهش دادند. یافته‌های پژوهش عصاره‌های آبی و اتانولی چندین گونه سرخارگل بر روی ویروس‌های سرماخوردگی مانند رینوویروس‌ها، ویروس‌های آنفلوآنزا (A و B) و هرپس سیمپلکس تیپ ۱ نشان داد که کم‌ترین غلظت بازدارنده تکثیر ویروس برای عصاره آبی گیاه برای ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ برابر $1/4 \mu\text{g/ml}$ بود^(۳۳،۳۴) هم چنین از پدیدار شدن نشانه‌های تکثیر ویروس‌های سرماخوردگی پیشگیری می‌کرد که این اثر ضدویروسی سرخارگل برای ترکیب‌های کافئیک اسید و پلی ساکاریدهای آن می‌باشد.^(۳۵-۳۸) در پژوهش ما کم‌ترین غلظت بازدارنده تکثیر ویروس برابر $50 \mu\text{g/ml}$ بود و یافته‌های به دست آمده گفته‌های آنها را در زمینه ویژگی ضدهرپسی اکیناسه

نتیجه گیری

گیاه سرخارگل ویژگی ضدویروسی خوبی بر روی ویروس هرپس سیمپلکس تیپ ۱ در کشت یاخته‌ای Hep-2 دارد و درصد پیشگیری از تکثیر ویروس با افزایش غلظت عصاره گیاهی افزایش می‌یابد.

تشکر و قدردانی

با سپاس فراوان از آقای دکتر همکار، آقای دکتر ضیایی و خانم دکتر طلعت مختاری آزاد، مدیر گروه بخش ویروس‌شناسی دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی تهران که در این پژوهش، بسیار همکاری داشتند.

پورپورا تایید می‌کند. اثر ضدهرپسی سرخارگل می‌تواند در بخش بالینی در سنجش با داروهای امروزی مانند آسیکلوویر بررسی شود تا با تایید ویژگی ضدویروسی بهتر این گیاه امیدی تازه برای درمان بیماری‌های این ویروس که به درمان با داروهای امروزی مقاوم شده است، باشد. برای پیدا کردن سازوکار اثر این دارو بایستی پژوهش‌های بیشتری شود تا در ساخت داروهای ضدهرپسی به کار رود

منابع

- Huffman MA. Animal self-medication and ethno-medicine: Exploration and exploitation of the medicinal properties of plants. *Proc Nutr Soc* 2003; 62 (2): 371-81.
- Borris RP. Natural products research: Perspectives from a major pharmaceutical company. *J Ethnopharmacol* 1996; 51(1-3): 29-38.
- Yuan R, Lin Y. Traditional Chinese medicine: An approach to scientific proof and clinical validation. *Pharmacology & Therapeutics* 2000; 86(2): 191-8.
- Amin G. Popular Medicinal Plants of Iran. 1st ed. Tehran: Research Deputy of Health Ministry; 1991. P. 39. (Persian)
- Torres E, Sawyer TL. Healing with Herbs and Rituals. New Mexico: University of New Mexico Press; 2006; P. 93.
- Zargari A. Medicinal Plants. 3rd ed. Tehran: Tehran University Publications; 1996. P. 513-34. (Persian)
- Isaacs CE, Wen GY, Xu W. Epigallocatechin gallate inactivates clinical isolates of herpes simplex virus. *Antimicrob Agents Chemother* 2008; 52(3): 962-70.
- Reichling J, Neuner A, Sharaf M, Harkenthal M, Schnitzler P. Antiviral activity of Rhus aromatica (fragrant sumac) extract against two types of herpes simplex viruses in cell culture. *Pharmazie* 2009; 64(8): 538-541.
- Rocha Martins LR, Brenzan MA, Nakamura CV, Dias Filho BP, Nakamura TU, Ranieri Cortez LE, et al. In vitro antiviral activity from Acanthospermum australe on herpesvirus and poliovirus. *Pharm Biol* 2011; 49(1): 26-31.
- Krishnan N, Ramanathan S, Sasidharan S, Murugaiyah V, Mansor SM. Antimicrobial activity evaluation of Cassia spectabilis leaf extracts. *Int J Pharmacol* 2010; 6(4): 510-4.
- Critchfield JW, Butera ST, Folks TM. Inhibition of HIV activation in latently infected cells by flavonoid compounds. *AIDS Res Hum Retroviruses* 1996; 12(1): 39-46.
- Barnard DL, Huffman JH, Meyerson LR, Sidwell RW. Mode of inhibition of respiratory syncytial virus by a plant flavonoid. *Chemotherapy* 1993; 39(3): 212-7.
- Frobert E, Ooka T, Cortay JC. Herpes Simplex virus thymidine kinase mutations associated with resistance to acyclovir: A site-directed mutagenesis study. *Antimicrob Agents Chemother* 2005; 49(3): 1055-9.

14. Field AK, Biron KK. The end of innocerice revisited: Resistance of herpesvirus to antiviral drugs. *Clin Microbiol Rev* 1994; 7(1): 1-13.
15. Vlietinck AJ, Vanden Berghe DA. Can ethnopharmacology contribute to the development of antiviral drugs? *J Ethnopharmacol* 1991; 32(1-3): 141-53.
16. Wozniak MA, Mee AP, Itzhaki RF. Herpes simplex virus type 1 DNA is located within Alzheimer's disease amyloid plaques. *J Pathol* 200; 217(1): 131-8.
17. Fatahzadeh M, Schwartz RA. Human herpes simplex virus infections: Epidemiology, pathogenesis, symptomatology, diagnosis, and management. *J Am Acad Dermatol* 2007; 57(5): 737-63.
18. Smith JS, Robinson NJ. Age-specific prevalence of infection with herpes simplex virus types 2 and 1: A global review. *J Infect Dis* 2002; 186(1): S3-28.
19. Cseke LJ, Kirakosyan A, Kaufman PB. *Natural Products from Plants*. Canada: CRC Press; 2006; P. 276.
20. Bergner P. Antiviral botanicals in herbal medicine. *Medical Herbalism* 2005; 14(3): 1-12.
21. Caruso TJ, Gwaltney JM. Treatment of the common cold with echinacea: A structured review. *Clin Infect Dis* 2005; 40(6): 807-10.
22. Gillespie EL, Coleman CI. The effect of Echinacea on upper respiratory infection symptom severity and quality of life. *Conn Med* 2006; 70(2): 93-7.
23. See D, Berman S, Justis J. A phase I study on the safety of Echinacea angustifolia and its effect on viral load in HIV infected individuals. *J Amer Nutr Assoc* 1998; 1(1): 14-1.
24. GardenGuides. com. Preparing herbal remedies. [Oct 2009]. Available at: URL: <http://www.gardenguides.com/1442-preparing-herbal-remedies.html>.
25. Chanchal C. Delivery systems and dosage strategies in herbal medicine. [Mar 2009]. Available at: URL: <http://www.chanchalcabrera.com/delivery-systems-and-dosage-strategie>.
26. Jewell S. How to prepare herbal decoctions, tinctures and syrups. [Oct 2009]. Available at: URL: http://www.ehow.com/how_5051295_prepare-herbal-decoction-tinctures-syrups.html.
27. Yan X, Rana J, Chandra A, Vredevelde D, Ware H, Rebhun J, et al. Medicinal herb extraction strategy. a solvent selection and extraction method study. 2008. Available at: URL: <http://www.nt.ntnu.no/users/skoge/prost/proceedings/aiche-2008/data/papers/P125270.pdf>
28. Cragg GM, Newman DJ, Snader KM. Natural products in drug discovery and development. *J Nat Prod* 1997; 60(1): 52-60.
29. Ghaemi A, Soleimanjahi H, Farshbaf Moghaddam M, Yazdani N, Zaki dizaji H. Evaluation of antiviral activity of aerial part of Echinacea purpurea extract against herpes simplex virus type 1. *Hakim Research Journal* 2007; 9(4): 59-64. (Persian)
30. Hudson J, Vimalanathan S, Kang L, Kang L, Amiguet VT, Livesey J, et al. Characterization of antiviral activities in Echinacea root preparations. *Pharmaceuti Biol* 2005; 790-6.
31. Ghaemi A, Soleimanjahi H, Gill P, Arefian E, Soudi S, Hassan Z. Echinacea purpurea polysaccharide reduces the latency rate in herpes simplex virus type-1 infections. *Intervirolgy* 2009; 52(1): 29-34.
32. Schneider S, Reichling J. Anti-herpetic properties of hydroalcoholic extracts and pressed juice from Echinacea pallida. *Planta Med* 2010; 76(3): 265-72.
33. Hudson JB. The use of herbal extracts in the control of influenza. *J Med Plant Res* 2009; 3(13): 1189-95.
34. Hudson JB, Vimalanathan S. Echinacea—A source of potent antivirals for respiratory virus infections. *Pharmaceutic* 2011; 4(7): 1019-31.
35. Yale SH, Liu K. Echinacea purpurea therapy for the treatment of the common cold: A randomized, double-blind, placebo-controlled clinical trial. *Arch Intern Med* 2004; 164(11): 1237-41.

36. Vimalanathan S, Kang L, Treyvaud Amiguet V, Livesey J, Arnason JT, Hudson J. Echinacea purpurea aerial parts contain multiple antiviral compounds. *Pharm Biol* 2005; 43(9): 740-45.
37. See H, Wark P. Innate immune response to viral infection of the lungs. *Paediatr Respir Rev* 2008; 9(4): 243-50.
38. Hudson JB. The multiple actions of the phytomedicine Echinacea in the treatment of colds and flu. *J Med Plants Res* 2010; 4(25): P. 2746-52.

بررسی اثر خمیر دندان حاوی عصاره آبی کلاله زعفران بر روی شاخص‌های لتهای بیماران مبتلا به ژنژیویت مارژینال ژنرالیزه وابسته به پلاک دندانی

علی فروزانفر*، مجیدرضا مختاری**، محمد باباییان***، محمد کمالی نژاد****، ماندانا توکلی کاخکی*****

محمدحسن لطفعلی زاده*****

* استادیار پریمیودانتیکس، مرکز تحقیقات بیماری‌های دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران

** استادیار پریمیودانتیکس، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران

*** استادیار دانشکده مهندسی دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران

**** استادیار فارماکولوژی، دانشکده داروسازی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران، ایران

***** پزشک طب سنتی

***** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۱۷ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۱۰/۱۶

Evaluation of Toothpaste Containing Aqueous Saffron Extract on Gingival Indices in Patients with Marginal Generalized Plaque Induced Gingivitis

Ali Forouzanfar*, Majid Reza Mokhtari**, Mohamad Babayian***, Mohamad Kamalinezhad****, Mandana Tavakoli Kakhki*****, Mohammad Hasan Lotfalizadeh*****

* Assistant Professor of Periodontics, Oral & Maxillofacial Diseases Research Center, Dental Research Center, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

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

*** Assistant Professor of Engineering, Shahid Beheshti University of Science, Tehran, Iran

**** Assistant Professor of Pharmacology, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

***** Medical Degree.

***** Dentist

Received: 8 July 2014 ; Accepted: 6 January 2015

Introduction: Gingivitis is an inflammatory disease involving gums. Saffron contains various forms of flavonoids, glycosides and anthocyanin compounds that are proved to have anti-inflammatory and antioxidant effects. This study evaluates the anti-inflammatory effects of Saffron on gingival indices in patients with marginal generalized plaque induced gingivitis.

Materials & Methods: For this study, we used toothpastes containing aqueous extract of Saffron flower. 22 patients with generalized marginal gingivitis were chosen. Patients were randomly divided into two equal groups of test and placebo each group, pocket depth index (PD), gingival index (GI), plaque index (PI) and bleeding of probing index (BOP) were measured before and one month after use. Independent t test, Mann-Whitney test and Wilcoxon test were used for statistical analysis ($P < 0.05$).

Results: The comparison between gingival indices before and one month after tooth paste use showed significant decrease in all measured indices at the end of study ($P < 0.01$). Saffron treated group had a significant difference in reducing GI and BOP indices in comparison with placebo group ($P < 0.05$). However, for PD and PI indices in the difference was not statistically significant ($P > 0.05$).

Conclusion: In this study, it was found that using aqueous extract of Saffron flower containing toothpastes may have a positive effect in some gingival indices in patients with gingivitis.

Key words: Gingivitis, saffron, gingival indices.

Corresponding Author: mokhtarimr@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 81-8.

چکیده

مقدمه: زعفران دارای انواع زیادی از ترکیبات فلاونوئیدی، گلیکوزیدی و آنتوسیانین‌ها می باشد که خواص ضدالتهابی، آنتی‌اکسیدان و غیره دارد. این تحقیق، به منظور بررسی اثرات زعفران بر روی شاخص‌های التهابی بیماران مبتلا به ژنژیویت مارژینال ژنرالیزه وابسته به پلاک دندانی انجام شد.

مواد و روش‌ها: برای این مطالعه از خمیردندان حاوی عصاره آبی کلاله زعفران استفاده شد. ۲۲ نفر بیمار که مبتلا به ژنژیویت مارژینال جنرالیزه بودند، انتخاب گردیدند. بیماران به صورت تصادفی به دو گروه ۱۱ نفری تقسیم شدند. در یک گروه از خمیردندان زعفران و در گروه دیگر پلاسبو روزانه دو بار استفاده شد و برای هر گروه شاخص عمق پاکت (PD)، شاخص لته‌ای (GI)، شاخص پلاک (PI) و شاخص خونریزی هنگام پروب کردن (BOP) قبل از کاربرد خمیردندان و یک ماه بعد مورد ارزیابی قرار گرفت. آزمون‌های t زوجی مستقل، من-ویتنی و ویلکاکسون در تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد ($\alpha=0/05$)

یافته‌ها: در پایان مطالعه مقایسه شاخص‌های اندازه‌گیری شده قبل و یک ماه پس از مداخله، در هر گروه، حاکی از کاهش معنی‌دار در تمامی شاخص‌ها بود ($P<0/01$). گروه مداخله تفاوت معنی‌داری در کاهش شاخص‌های لته‌ای و خونریزی حین پرابینگ نسبت به گروه دارونما داشت ($P=0/038$). اما در شاخص‌های PD و شاخص پلاک این تفاوت به لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: خمیردندان حاوی عصاره آبی کلاله زعفران می‌تواند برخی از شاخص‌های التهابی در بیماران مبتلا به ژنژیویت را بهبود بخشد.

کلمات کلیدی: ژنژیویت، زعفران، شاخص‌های لته‌ای.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۸۱-۸۰.

مقدمه

دارای انواع زیادی از ترکیبات فلاونوئیدی، گلیکوزیدی، آنتوسیانین‌ها و مواد پلی فنولی هستند. بر اساس مطالعات صورت گرفته نیز زعفران دارای خواص ضدالتهاب، ضد درد و ضدسرطانی است و از همه مهم‌تر این که به دلیل وجود خاصیت آنتی‌اکسیدانی می‌تواند به عنوان جمع‌کننده رادیکال‌های آزاد عمل کند^(۱-۱۰) از آن جا که کشت و تولید زعفران به ایران و چند کشور دیگر محدود می‌شود علی‌رغم خواص متعدد اثبات شده آن هنوز چندان مورد توجه شرکت‌های داروسازی قرار نگرفته است. با توجه به خواص ضدالتهابی^(۱۰) و آنتی‌اکسیدانی^(۶-۱۰) زعفران به نظر می‌رسد استفاده از آن می‌تواند در کنترل و مهار ژنژیویت موثر باشد. لذا این مطالعه با هدف بررسی اثر خمیردندان حاوی عصاره آبی کلاله زعفران بر روی شاخص‌های التهابی بیماران مبتلا به ژنژیویت ژنرالیزه وابسته به پلاک دندانی انجام شد.

مواد و روش‌ها

۲۲ بیمار مبتلا به ژنژیویت مارژینال ژنرالیزه مراجعه‌کننده به بخش پرودنتولوژی دانشکده دندانپزشکی

ژنژیویت بیماری التهابی لته است که با علائمی نظیر افزایش حجم، تغییر رنگ، فرم و قوام لته و خونریزی هنگام پروب کردن مشخص می‌شود. پلاک باکتریایی که به دلیل عدم رعایت بهداشت در اطراف دندان تجمع می‌یابد مسئول اصلی ایجاد این بیماری است.^(۱-۴) روش‌های کنترل پلاک نقش اصلی را در پیشگیری از بیماری‌های پرودنتال دارند. اگرچه کنترل مکانیکی پلاک بهترین روش برای کاهش پلاک و پیشگیری از بیماری‌های پرودنتال می‌باشند، اما به دلیل ناتوانی افراد در حذف کامل پلاک، لزوم کنترل شیمیایی به عنوان مکمل روش‌های مکانیکی همیشه مورد توجه بوده است. تعداد قابل ملاحظه‌ای از فراورده‌های طبیعی نظیر عصاره‌های گیاهی در محصولات بهداشتی دهان سال‌ها استفاده شده‌اند ولی علی‌رغم ادعاهای مطرح شده وجود این محصولات در خمیردندان، اثرات بیشتری روی پلاک نسبت به خمیردندان‌های معمولی نداشته‌اند.^(۵) گیاهان گونه کروکوس که زعفران نیز در آن گروه قرار دارد

دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت ($P=0/721$). میانگین سنی بیماران در مطالعه ما $28/09 \pm 4/75$ سال (در محدوده ۱۹-۴۱ سال) بود. میانگین سنی بیماران در گروه‌های مداخله و کنترل به ترتیب $27/54 \pm 4/41$ و $28/63 \pm 5/17$ سال بود. بر اساس آزمون t -test تفاوت میانگین سن در دو گروه از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=0/675$).

شاخص‌های پلاک ایندکس، شاخص لثه ای، عمق پاکت و خونریزی حین پرابینگ قبل از شروع مطالعه با توجه به آزمون نرمالیتی (Kolmogrov-Smirnov) از توزیع نرمال برخوردار بودند و لذا گروه مداخله و دارونما با استفاده از آزمون t مقایسه شدند. این شاخص‌ها بین دو گروه دارونما و مداخله قبل از شروع مطالعه اختلاف آماری معنی‌داری نداشت ($P>0/05$).

شاخص عمق پاکت در هر دو گروه در پایان مطالعه نسبت به قبل از آن کاهش یافته بود. اگر چه میزان این کاهش در هر دو گروه مداخله ($P=0/001$) و دارونما ($P<0/001$) از لحاظ آماری معنی‌دار بود. ولی با توجه به این که میزان این کاهش در گروه‌های مداخله و دارونما به ترتیب $0/55$ و $0/43$ بود، این اختلاف از لحاظ کلینیکی چندان قابل توجه محسوب نمی‌شد. مقایسه میزان اختلاف شاخص عمق پاکت در دو گروه بر پایه نتایج آزمون t از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=0/4$) مقادیر میانگین این شاخص در دو گروه و نتایج آزمون‌های آماری مرتبط با آن در جدول ۱ قابل مشاهده است.

مشهد برای این مطالعه انتخاب شدند. تمامی این بیماران حداقل ۲۰ دندان دائمی داشتند و فاقد جرم‌های دندانی بودند. هم چنین شاخص GBI (شاخص خونریزی لثه) همه آن‌ها بیشتر از ۴۰ بود. بیمارانی که مبتلا به پریدونتیت، بیماری‌های سیستمیک نظیر دیابت و بیماری‌های قلبی بودند و هم چنین بیمارانی که سابقه مصرف آنتی‌بیوتیک در ۶ ماه گذشته را داشتند و نیز افراد سیگاری، از مطالعه خارج شدند. تمامی بیماران فرم رضایت اخلاقی را که توسط کمیته اخلاق مورد تایید قرار گرفته بود امضا کردند. روز قبل از شروع مطالعه بیماران فراخوانده شدند و شاخص‌های پلاک ایندکس (Silness, Leo)، عمق پاکت (PD)، شاخص لثه‌ای (GI) و شاخص خونریزی هنگام پروب کردن (BOP) اندازه‌گیری شد. به هر یک از بیماران در هر دو گروه مداخله و دارونما یک عدد مسواک مشابه (Buttler 411 soft) داده شد و پس از آموزش بهداشت به آن‌ها تاکید گردید روزی ۲ بار صبح و شب و هر بار به مدت ۵ دقیقه به روش Bass مسواک بزنند. در گروه مداخله از خمیردندان حاوی عصاره آبی کلالة زعفران که در دانشکده داروسازی شهید بهشتی تهران فرموله شده بود و در گروه دارونما از همان ترکیبات خمیر دندان بدون عصاره زعفران استفاده شد. ۳۰ روز بعد بیماران دوباره فراخوانده شدند و شاخص‌های مذکور در آن‌ها دوباره مورد ارزیابی قرار گرفت. در نهایت داده‌ها توسط آزمون t و معادل ناپارامتری آن‌ها (من ویتنی و ویل کاکسن) و با استفاده از نرم افزار SPSS با ویرایش ۱۱/۵ مورد تجزیه و تحلیل قرارگرفتند. سطح معنی‌داری در این مطالعه برابر $\alpha=0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۲۲ بیمار شرکت کننده در این مطالعه شامل ۱۰ مرد و ۱۲ زن بود که با توجه به آزمون کای دو توزیع جنسی در

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار شاخص عمق پاکت در دو گروه مداخله و کنترل قبل و بعد از مداخله

نتیجه آزمون t زوجی	اختلاف	بعد از مداخله انحراف معیار میانگین	قبل از مداخله انحراف معیار میانگین	
$t=4/77$ $P=0/001$	$0/55 \pm 0/37$	$2/41 \pm 0/34$	$2/96 \pm 0/61$	مداخله (n=11)
$t=5/275$ $P<0/001$	$0/43 \pm 0/27$	$2/43 \pm 0/28$	$2/85 \pm 0/36$	کنترل (n=11)
	$P=0/4$	$P=0/007$	$P=0/401$	نتیجه آزمون
	$t=0/853$	$t=2/94$	$t=0/86$	t زوجی

آزمون‌های آماری مرتبط با آن در جدول ۲ خلاصه شده است.

برای مقایسه شاخص پلاک (PI) از آن جایی که با توجه به آزمون (Kolmogrov-Smirnov) از توزیع نرمال برخوردار نبود ($P>0/05$)، از آزمون‌های ناپارامتری استفاده شد و بر این اساس آزمون Wilcoxon حاکی از کاهش قابل ملاحظه این شاخص پس از درمان در هر دو گروه بود ($P=0/003$). آزمون Mann-Withney نشان داد که میزان کاهش این شاخص در دو گروه از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P=0/606$). اطلاعات تکمیلی در جدول ۳ آورده شده است.

بررسی شاخص لته‌ای قبل و بعد از درمان در دو گروه نشان دهنده کاهش این شاخص پس از درمان در هر دو گروه بود. از آن جایی که با توجه به آزمون (Kolmogrov-Smirnov) از توزیع نرمال برخوردار نبود ($P=0/03$)، از آزمون‌های ناپارامتری استفاده شد و بر این اساس با توجه به آزمون Wilcoxon این تفاوت در هر دو گروه مداخله و دارونما ($P=0/025$) از لحاظ آماری معنی‌دار بود. میزان کاهش شاخص لته‌ای در گروه مداخله ($-0/44$) بیشتر از گروه دارونما ($-0/11$) بود که بر اساس نتایج آزمون Mann-Withney این اختلاف نیز از لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P=0/032$). اطلاعات مربوط به مقادیر شاخص GI قبل و بعد از درمان و هم چنین نتایج

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار شاخص لته‌ای (GI) در دو گروه شاخص لته‌ای قبل و بعد

نتیجه آزمون ویلکاکسون	اختلاف	بعد از مداخله انحراف معیار میانگین	قبل از مداخله انحراف معیار میانگین	
$Z=2/69$ $P=0/007$	$-0/44 \pm 0/52$	$1/71 \pm 0/51$	$2/15 \pm 0/57$	مداخله (n=11)
$Z=2/245$ $P=0/025$	$-0/11 \pm 0/70$	$1/92 \pm 0/48$	$2/08 \pm 0/52$	کنترل (n=11)
	$P=0/032$	$P=0/05$	$P=0/843$	نتیجه آزمون
	$Z=2/145$	$Z=1/725$	$Z=0/20$	من-ویتنی

جدول ۳: میانگین و انحراف معیار شاخص شاخص پلاک (PI) در دو گروه شاخص پلاک قبل و بعد از مداخله

نتیجه آزمون	اختلاف	بعد از مداخله انحراف معیار میانگین	قبل از مداخله انحراف معیار میانگین	
$Z=۲/۹۴۹$ $P=۰/۰۰۳$	$۰/۸۶±۰/۴۳$	$۱/۱۹±۰/۳۱$	$۲/۰۵±۰/۳۰$	مداخله (n=۱۱)
$Z=۲/۹۵۰$ $P=۰/۰۰۳$	$۰/۷۸±۰/۳۶$	$۱/۳۸±۰/۲۸$	$۲/۱۶±۰/۲۴$	کنترل (n=۱۱)
	$P=۰/۰۵۶۴$	$P=۰/۰۵۸۵$	$P=۰/۰۴۴۶$	نتیجه آزمون
	$Z=۰/۶۰۶$	$Z=۰/۴۹۷$	$Z=۰/۷۷$	

استفاده از آزمون t حاکی از کاهش معنی دار شاخص BOP در گروه مداخله نسبت به گروه دارونما بود ($P=۰/۰۳۸$). مقادیر میانگین شاخص درصدی BOP و نتایج آزمون آماری مرتبط با آن در جدول ۴ آورده شده است.

مقایسه شاخص خونریزی حین پرابینگ (BOP) قبل و بعد از درمان بر پایه نتایج آزمون t نشان دهنده کاهش معنی دار این شاخص در هر دو گروه مداخله ($P=۰/۰۰۳$) و دارونما ($P<۰/۰۰۱$) بود. میزان کاهش درصدی شاخص BOP بعد از درمان در دو گروه مداخله و دارونما به ترتیب $۲۲/۸-$ و $۹/۱۹-$ بود که مقایسه این اختلاف با

جدول ۴: میانگین و انحراف معیار شاخص خونریزی حین پرابینگ BOP در دو گروه شاخص خونریزی حین پرابینگ قبل و بعد از مداخله

نتیجه آزمون	اختلاف	بعد از مداخله انحراف معیار میانگین	قبل از مداخله انحراف معیار میانگین	
$P=۰/۰۰۳$ $t=۳/۸۴۱$	$۲۲/۸۲±۱۹/۷۰$	$۴۲/۰۹±۸/۰۹$	$۶۲/۹۱±۱۳/۸۴$	مداخله (n=۱۱)
$P<۰/۰۰۱$ $t=۵/۸۲۲$	$۹/۱۹±۵/۲۳$	$۵۴/۳۶±۹/۷۴$	$۶۳/۵۵±۱۲/۱۵$	کنترل (n=۱۱)
	$P=۰/۰۳۸$	$P=۰/۰۴۶$	$P=۰/۰۹۱۰$	نتیجه آزمون
	$t=۲/۲۱۹$	$t=۱/۷۷۰$	$t=۰/۱۲۷$	

بحث

گروه تفات آماری معنی‌داری نداشت ($P=0/606$). در مطالعات Fabiano و همکاران^(۱۲) و George و همکاران^(۱۳) هم اگر چه شاخص PI در گروه‌هایی که از خمیردندان گیاهی استفاده کرده بودند کاهش نشان داد ولی مقدار این شاخص بین دو گروه کنترل و آزمایش تفاوت قابل توجهی نداشت. همان طوری که در مطالعه ما نشان داده شد شاخص پلاک در هر دو گروه کاهش معنی‌داری داشت که این امر نشان‌دهنده تاثیر رعایت بهداشت دهان در بهبود پلاک دندانی می‌باشد. اما از طرفی بهبود پلاک در گروه آزمایش اختلاف معنی‌داری با گروه شاهد نداشت. کاهش شاخص PI به دنبال استفاده از خمیردندان در هر دو گروه با توجه به رعایت بهداشت و کنترل مکانیکی پلاک دور از انتظار نبوده است، ولی عدم وجود تفاوت معنی‌دار بین دو گروه نشان می‌دهد که احتمالاً زعفران علی‌رغم خواص آنتی‌باکتریال نمی‌تواند عامل ممانعت از چسبندگی اولیه باکتری‌ها به مینا باشد. در حالی که برخی مطالعات انجام شده بر روی برخی عوامل گیاهی از جمله چای سبز کاهش قابل توجه شاخص PI نسبت به گروه کنترل را نشان داده‌اند. که حاکی از وجود خاصیت مزبور در این دسته از عوامل گیاهی است.^(۱۴) بررسی شاخص خونریزی هنگام پروب کردن (BOP) قبل و بعد درمان در دو گروه آزمایش و کنترل نشان‌دهنده کاهش معنی‌دار این شاخص در هر دو گروه بعد درمان بود ($P=0/003$) در گروه زعفران و ($P<0/001$) در گروه دارونما). هم چنین بررسی اختلاف شاخص BOP در دو گروه بیانگر آن بود که این شاخص به صورت معنی‌داری در گروه آزمایش بیشتر از گروه کنترل کاهش داشت ($P=0/038$). با توجه به عدم تفاوت معنی‌دار شاخص پلاک در دو گروه کنترل و آزمایش و کاهش معنی‌دار شاخص‌های GI و BOP در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل، می‌توان کاهش این شاخص‌ها را به اثرات

مطالعات مختلف نشان داده اند که زعفران دارای خواص ضد درد، ضد التهاب^(۱۰)، ضد تشنج^(۹) می‌باشد و به دلیل خواص آنتی‌اکسیدانی ضدتومورال نیز هست.^(۶-۱۰) تولید بیش از حد رادیکال‌های آزاد اکسیژن در بافت‌های لثه با پیشرفت و یا تشدید بیماری‌های التهابی مرتبط می‌باشد^(۵-۱۵) بنابراین درمان‌های آنتی‌اکسیدان می‌تواند نقش بسزایی در کنترل و مهار بیماری‌های پرودنتال داشته باشد. در مطالعه ما شاخص عمق پروب (PD) بعد از درمان نسبت به قبل از آن تفاوت معنی‌داری هم در گروه کنترل ($P=0/001$) و هم گروه آزمایش ($P<0/001$) داشته است؛ اما در بررسی اختلاف PD در دو گروه مشخص شد که تفاوت معنی‌داری بین میزان اختلاف PD در دو گروه مشاهده نمی‌شود ($P=0/4$). مطالعه دیگری که بر روی قرص جوشان کلاله زعفران بر روی بیماران مبتلا به ژنژیویت انجام شده بود نشان داد که اثر قرص جوشان زعفران موجب بهبود چشمگیری در شاخص عمق پروب شده است.^(۱۱) در مطالعه حاضر، بررسی ضریب لثه‌ای (GI) قبل و بعد از درمان در دو گروه کنترل و مداخله نشان دهنده کاهش معنی‌دار این شاخص بعد از درمان در هر دو گروه بود ($P=0/007$ در گروه زعفران و $P=0/025$ در گروه دارونما). مقایسه اختلاف GI در دو گروه نشان داد که میزان این شاخص در گروه زعفران به طور قابل توجهی کمتر از گروه کنترل بوده است ($P=0/032$). مطالعات رحیمی^(۱۱)، Fabiano و همکاران^(۱۲) و George و همکاران^(۱۳) نیز کاهش قابل توجه شاخص GI را به دنبال استفاده از قرص جوشان زعفران و هم چنین خمیردندان‌های گیاهی نشان داده اند که نتایج این مطالعات نیز مشابه مطالعه ما بود. شاخص پلاک ایندکس (PI) قبل و بعد درمان در هر دو گروه کاهش قابل توجه داشت ($P=0/003$) اما کاهش این شاخص بین دو

معنی‌داری است. در مطالعه‌ای که به همین منظور انجام گرفت، در آزمایشات *In vitro* کروسین به عنوان مهارکننده Cox-1، Cox-2 عمل می‌کند.^(۲۱) براساس مطالعات قبلی مشاهده شده است که زعفران دارای اثرات ضد میکروبی است^(۲۲) با توجه به نقش اثبات شده میکروب‌ها در ایجاد پلاک‌های دندانی به نظر می‌رسد که این بهبود به علت اثر ضد میکروبی زعفران می‌باشد. یافته‌های مطالعه ما نیز تاییدکننده اثرات آنتی‌اکسیدانی و ضد التهابی عصاره زعفران می‌باشد و استفاده از خمیردندان زعفران باعث بهبود چشمگیری در میزان ضریب لته‌ای شد.

نتیجه‌گیری

از خمیردندان حاوی عصاره آبی گل زعفران می‌تواند در برخی از شاخص‌های لته‌ای از قبیل شاخص‌های لته‌ای، خونریزی حین پرابینگ و پلاک ایندکس در بیماران مبتلا به ژنژیویت اثر مطلوبی بگذارد و میزان آن‌ها را کاهش دهد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل از پایان نامه دانشجویی به شماره ۲۶۸۷ می‌باشد. از معاونت محترم پژوهشی دانشکده دندانپزشکی و دانشگاه علوم پزشکی مشهد برای مراحل تصویب و پرداخت هزینه‌های آن تشکر می‌گردد.

ضد التهابی زعفران مرتبط دانست. البته مطالعات مختلفی بر نقش رادیکال‌های آزاد اکسیژن در جریان بیماری‌های پریودنتال تاکید کرده‌اند.^(۱۴و۱۵) در خمیردندان تهیه شده برای این مطالعه از عصاره آبی کلالة زعفران استفاده شده بود. مطالعات شیمیایی وجود ترکیباتی شامل کروسین، کروسیتین، سافرانال و پیکروکروسین را در کلالة زعفران نشان داده‌اند.^(۱۶و۱۷) در میان ترکیبات موجود در زعفران کروسین بیشتر از همه عامل خواص فارماکولوژیک زعفران می‌باشد^(۹) از طرفی مطالعات نشان دادند که ترکیبات کاروتینوئیدی زعفران از جمله کروسین و کروسیتین فعالیت آنتی‌اکسیدانی دارند. هم چنین سایر ترکیبات زعفران نیز از جمله مشتقات فنولی، فلاونوئیدی دارای فعالیت آنتی‌اکسیدانی می‌باشند^(۱۸و۱۹) طبق مطالعه صورت گرفته بر روی عصاره زعفران، کروسین موجود در آن دارای فعالیت خیلی زیاد در به دام انداختن رادیکال‌های آزاد است (به ترتیب ۵۰٪ و ۶۵٪ برای محلول‌های ۵۰۰ppm و ۱۰۰۰ppm در متانول) احتمالاً این خاصیت کروسین به علت انتقال اتم هیدروژن به رادیکال آزاد DPPH (1, 1-diphenyl, 2-picrylhydrazyl) می‌باشد^(۲۰) هم چنین طبق مطالعات انجام شده، زعفران دارای فعالیت‌های بیولوژیک ضد التهابی

منابع

1. Page RC, Engel LD, Narayanan AS, Clagett JA. Chronic inflammatory gingival and periodontal disease. JAMA 1978; 240(6): 545-50.
2. Pihlstrom BL, Michalowicz BS, Johnson NW. Periodontal disease. Lancet 2005; 366(9499): 1809-20.
3. Ekuni D, Tomofuji T, Yamanaka R, Tachibana K, Yamamoto T, Watanabe T. Initial apical migration of junctional epithelium in rats following application of lipopolysaccharide and proteases. J Periodontol 2005; 76(1): 43-8.
4. Madianos PN, Bobetsis YA, Kinane DF. Generation of inflammatory stimuli: How bacteria set up inflammatory responses in the gingival. J Clin Periodontol 2005; 32(6): 57-71.
5. Hattab FN, Meswak. The natural toothbrush. J Clin Dent 1997; 8(5): 125-9.
6. Nair SC, Kurumboor SK, Hasegawa JH. Saffron chemoprevention in biology and medicine: A review. Cancer Biother 1995; 10(4): 257-64.
7. Abdullaev FI. Cancer chemopreventive and tumoricidal properties of saffron (*Crocus sativus* L.). Exp Biol Med 2002; 227(1): 20-5.

8. Tarantilis PA, Morjani H, Polissiou M, Manfait M. Inhibition of growth and induction of differentiation of promyelocytic leukemia (HL-60) by carotenoids from *Crocus sativus*. *Anticancer Res* 1994; 14(5A): 1913-8.
9. Hosseinzadeh H, Khosravan V. Anticonvulsant effects aqueous and ethanolic extracts of *Crocus sativus*L. Stigmas in mice. *Arch Irn Med* 2002; 5(3): 44-7.
10. Hosseinzadeh H, Younesi H. Petal and stigma extracts of *Crocus sativus*L. Have antinociceptive and anti-inflammatory effects in mice. *BMC Pharmacol* 2002; 2-7.
11. Rahimi M. Prepare and evaluate effervescent tablets of saffron water extracts on patients with gingivitis and gingival index. [Postdoctoral Thesis]. Faculty of Pharmacology, Mashhad University of Medical Sciences Iran 2011. (Persian)
12. Fabiano O, Pannuti C, Imbronito A, Pessotti W. Efficacy of herbal toothpaste on patients with established gingivitis – a randomized controlled trial. *Braz Oral res* 2006; 20(2): 172-7.
13. George J, Hedje S, Rajesh KS, Kumar A. The efficacy of herbal based toothpaste in the control of plaque and gingivitis: A clinic-biochemical study. *Indian J Dent Res* 2009; 20(4): 480-2.
14. Madianos PN, Bobetsis YA, Kinane DF. Generation of inflammatory stimuli: How bacteria set up inflammatory responses in the gingival. *J Clin Periodontol* 2005; 32(6): 57-71.
15. Ríos JL, Recio MC, Giner RM, Máñez S. An update review of saffron and its active constituents. *Phytother Res* 1996; 10(3): 189-93.
16. Terantilis PA, Tsoupras G, Polissiou M. Determination of saffron (*Crocus sativus* L.) components in crude plant extract using high-performance liquid chromatography UV visible photodiode-array detection-mass spectrometry. *J Chromatography* 1995, 699(1-2): 107-18.
17. Lozano P, Delgado D, Gomez D, Rubio M, Iborra JL. A non-destructive method to determine the safranal content of saffron (*Crocus sativus* L.) by supercritical carbon dioxide extraction combined with high-performance liquid chromatography and gas chromatography. *J Biochem Biophys Methods* 2000, 43(2): 367-78.
18. Bors W, Michel C, Saran M. Generation and reactivities of various types of oxygen radicals. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1981; 17(2): 13-9.
19. Karimi E, Oskoueian E, Hendra R, Jaafar HZ. Evaluation of *Crocus sativus* L. Stigma phenolic and flavonoid compounds and its antioxidant activity. *Molecules* 2010; 15(9): 6244-56.
20. Assimopoulou AN, Sinakos Z, Papageorgiou VP. Radical scavenging activity of *Crocus sativus* L. Extract and its bioactive constituents. *Phytother Res* 2005; 19(11): 997-1000.
21. Xu GL, Li G, Ma HP, Zhong H, Liu F, Ao GZ. Preventive effect of crocin in inflamed animals and in LPS-challenged RAW 264. V cells. *J Agric Food Chem* 2009; 57(18): 25-30.
22. Vahidi H, Kamalinejad M, Sedaghati N. Antimicrobial properties of *Crocus sativus* L. *Iranian J Pharmacol Res* 2002; 1(2): 33-5.
23. Forouzanfar A, Arab HR, Shafae H, Mokhtari MR, Golestani S. The effect of green tea mouthwash (*Camellia sinensis*) on wound healing following periodontal crown lengthening surgery; a double blind randomized controlled trial. *Open Journal of Stomatology* 2012; 2: 369-72.

بررسی گشتاور باز کردن پیچ اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای در شرایط خشک و مرطوب

جلیل قنبرزاده*، حسین دشتی**، مرضیه عباسی***، محمد رضا نخعی***#
 * دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران
 ** استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران
 *** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۹۳/۴/۱۹ - تاریخ پذیرش: ۹۳/۱۰/۲۰

Torque Removal Evaluation of One-piece and Two-piece Abutment Screws under Dry and Wet Conditions

Jalil Ghanbarzadeh*, Hosin Dashti**, Marzieh Abbasi***, Mohammadreza Nakhaei***#

* Associate Professor, Dept of Prosthodontics, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

** Assistant Professor, Dept of Prosthodontics, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.

*** Dentist

Received: 9 June 2014 ; Accepted: 10 January 2015

Introduction: Application of a lubricant material at the abutment screw interface has been proposed to reduce the possibility of screw loosening. The aim of this study was to compare removal torque values (RTVs) of one-piece and two-piece abutments tightened in three different conditions: dry, saliva impregnated and filled with saliva.

Materials & Methods: 10 ITI implants were inserted in acrylic blocks. 10 one-piece abutments were connected on their corresponding implants and tightened with 10, 20 and 35 Ncm torques. After each tightening, RTV of the abutment was measured. This experiment was conducted in three different conditions: dry environment, abutment screws impregnated with artificial saliva, and the fixture holes filled with artificial saliva. These procedures were repeated for two-piece abutments. Data were analyzed by repeated measure ANOVA and LSD tests. One-sample test was used to compare the RTVs with respective tightening torques ($\alpha=0.05$).

Results: The RTVs of one-piece and two-piece abutments increased continuously when the environment changed from dry to impregnated and filled with saliva respectively ($P<0.001$). The RTVs of one-piece abutments were higher than those of two-piece abutments in three applied torques ($P<0.001$).

Conclusion: The RTVs of both one-piece and two-piece abutments increased when the abutment screw was impregnated with artificial saliva and the fixture hole was filled with artificial saliva, respectively.

Key words: Dental implants, torque, lubricant.

Corresponding Author: nakhaemr@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2015; 39(1): 89-98 .

چکیده

مقدمه: استفاده از ماده لوبریکنت در حد فاصل رزوه‌های بین پیچ اباتمنت و ایمپلنت به منظور کاهش احتمال شل شدن پیچ اباتمنت پیشنهاد شده است. هدف از این مطالعه مقایسه گشتاور لازم برای باز کردن پیچ در اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای در شرایط خشک و آغشته به بزاق و پر شده از بزاق بود.

مولف مسؤول، نشانی: مشهد، دانشکده دندانپزشکی، گروه پروتزهای دندانی، تلفن: ۰۵۱-۳۸۸۲۹۵۰۱-۱۵

E-mail: nakhaemr@mums.ac.ir

مواد و روش‌ها: ۱۰ ایمپلنت ITI در داخل بلوک‌های آکریلی مانت شد. ۱۰ اباتمنت یک قطعه‌ای با نیروی گشتاور ۱۰ و ۲۰ و ۳۵ نیوتن سانتیمتر بر روی ایمپلنت‌های مربوطه محکم شدند و نیروی لازم برای باز کردن آنها ثبت شد. این آزمایش در سه شرایط مختلف انجام شد: محیط خشک، آغشته کردن پیچ اباتمنت به بزاق مصنوعی و پر کردن حفره فیکسچر با بزاق مصنوعی. همین مراحل برای اباتمنت‌های دو قطعه‌ای نیز تکرار شد. نتایج توسط آزمون Repeated measure ANOVA و LSD آنالیز شدند. برای مقایسه گشتاور باز کردن اباتمنت‌ها با گشتاورهای بستن مربوطه از آزمون One-Sample *t*-test استفاده شد ($\alpha = 0.05$).

یافته‌ها: از محیط خشک به محیط آغشته به بزاق و محیط پر شده از بزاق میانگین گشتاور باز کردن اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای به تدریج و به طور معنی‌داری افزایش یافت ($P < 0.001$). هنگام استفاده از هر سه گشتاور بستن Ncm ۱۰، ۲۰ و ۳۵ میانگین گشتاور لازم برای باز کردن، برای اباتمنت‌های یک قطعه‌ای بیشتر از دو قطعه‌ای بود ($P < 0.001$).

نتیجه‌گیری: در اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای، به ترتیب آغشته شدن پیچ اباتمنت با بزاق و پر شدن حفره داخلی فیکسچر با بزاق گشتاور لازم برای باز کردن پیچ اباتمنت را افزایش می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: ایمپلنت دندانی، گشتاور بستن، پیچ اباتمنت، لوبریکنت. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۴ دوره ۳۹ / شماره ۱: ۸۹-۹۸.

مقدمه

پیش‌بار ایجاد شده در داخل پیچ بیشتر باشند.^(۱۱،۱۲) در طی سال‌های گذشته تلاش‌هایی برای ارتقاء خصوصیات مکانیکی پیچ از طریق استفاده از موادی با ضریب کشسانی بالا و پوشش دادن سطح پیچ صورت گرفته است.^(۱۳-۱۵) یکی از عوامل اصلی تاثیرگذار در افزایش پیش‌بار، کاهش ضریب اصطکاکی بین سطوح می‌باشد. کاهش ضریب اصطکاکی پیچ باعث چرخش بیشتر آن و در نتیجه پیش‌بار بیشتر می‌گردد. با آگاهی از این موضوع در کارخانه‌های سازنده برای کاهش ضریب اصطکاکی سطح پیچ با لوبریکنت خشک پوشاننده می‌شود. یک مثال Holding AG, Balsberg, Kloten, Switzerland[®] Nobel Biocare TotqTite می‌باشد که در آن سطح پیچ توسط کربن آمورف پوشانده شده است.^(۱۶-۱۹) در چندین مطالعه نیز نشان داده شده است که استفاده از بزاق به عنوان ماده لوبریکنت در دسترس در حد فاصل رزوه‌های بین پیچ اباتمنت و ایمپلنت، منجر به بهبود پیش‌بار شده و احتمال شل شدن پیچ را کاهش می‌دهد.^(۱۰،۱۳،۱۹) وجود ماده لوبریکنت در هنگام بستن و محکم شدن پیچ به برداشت نقاط برجسته و زوائد فلزی اضافه ناشی از مراحل پرداخت و ماشین کاری رزوه‌های پیچ و رزوه‌های

شل شدن پیچ اباتمنت یکی از شایع‌ترین عوارض پس از درمان در پروتزهای متکی بر ایمپلنت می‌باشد.^(۱-۳) میزان شیوع شل شدن پیچ در کراون‌های تکی و رستوریشن‌های چند واحدی به ترتیب تا ۱۲٪ و ۶۷٪ گزارش شده است.^(۴-۷) این مشکل به خصوص در رستوریشن‌های سمان‌شونده می‌تواند چالش جدی برای کلینسین ایجاد کند، زیرا در بسیاری از مواقع رستوریشن را نمی‌توان دست نخورده و سالم خارج کرد و از طرفی شل شدن پیچ می‌تواند منجر به اعمال نیروهای خارج محوری به محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت و شکستن پیچ شود.^(۸-۱۰) در هنگام اعمال گشتاور بستن، پیچ دچار افزایش طول می‌گردد که این حالت کشیدگی (Tension) ایجاد شده در پیچ، به اصطلاح پیش‌بار (Preload) نامیده می‌شود. به دلیل ویژگی بازگشت الاستیک، پیچ تمایل به بازگشت به حالت بدون کشیدگی را دارد که این باعث ایجاد نیرویی می‌شود که اباتمنت و ایمپلنت را در کنار هم نگه می‌دارد. شل شدن پیچ هنگامی رخ می‌دهد که نیروهایی که تمایل به جدا نمودن قطعات از هم دارند، از نیروهای که قطعات را در کنار هم نگه می‌دارند و نیز از

گشتاور برای باز کردن هر کدام اندازه گیری شد. در مرحله دوم این عمل در شرایطی که همان فیکسچرها آغشته به بزاق شده بودند و در مرحله سوم در شرایطی که سطح داخلی همان فیکسچرها پر از بزاق بودند، برای سه گشتاور مختلف ۳۵NCm و ۲۰، ۱۰ تکرار گردید. برای بستن اباتمنت‌های Solid[®]، Synocta[®] بر روی فیکسچر به ترتیب از آچار اباتمنت Straumann (046. 068, Straumann AG) و آچار کاور اسکرو (046. 401, Straumann AG) و همچنین آچار کنترل کننده گشتاور (046. 119 & 046. 049, Straumann AG) استفاده گردید.

در مرحله اول مطالعه در محیط خشک، بلوک آکریلی مربوط به فیکسچر شماره ۱ روی سه نظام دستگاه تورک متر دیجیتال (Mark – 10 Model BGI, NY, USA) قرار گرفت و دستگاه تورک متر روی ماکزیمم تورک در جهت عقربه‌های ساعت تنظیم گردید (تصویر ۱). روی فیکسچر شماره ۱، اباتمنت Solid[®] شماره ۱ با آچار اباتمنت و با آچار کنترل کننده گشتاور و با گشتاور ۱۰Ncm بسته شد و سپس با تغییر تنظیم دستگاه روی ماکزیمم تورک، اباتمنت در جهت معکوس باز شد و عدد مربوطه از روی مانیتور دستگاه خوانده شد. در این مرحله، اباتمنت کاملاً از روی فیکسچر باز گردید و این بار با گشتاور ۲۰ Ncm بسته شد و گشتاور باز شدن آن ثبت گردید. این مراحل برای ۱۰ Synocta[®] نیز تکرار گردید. سپس اباتمنت شماره ۱ Synocta[®] را روی فیکسچر شماره ۱ بسته و آزمایش برای این نوع اباتمنت در هر سه گشتاور انجام شد. به همین ترتیب تا فیکسچر شماره ۱۰ تمام گشتاورهای باز کردن مربوط به دو نوع اباتمنت Solid[®] و Synocta[®] در سه گشتاور ۳۵NCm - ۲۰ - ۱۰ اندازه گیری شد. در مرحله بعد آزمایش در محیط دوم انجام شد. به این ترتیب که رزوه‌های داخلی همان فیکسچرها با پنبه آغشته به بزاق

داخلی ایمپلنت کمک می‌نماید، حال آنکه در شرایط محیط خشک، وجود این زوائد فلزی و باقی مانده‌های فلزی در محل رزوه‌ها، بخشی از گشتاور تورک محکم کننده را به خود اختصاص داده و با مستهلک کردن بخشی از این نیرو، پیش‌بار نهایی ایجاد شده در پیچ را کاهش می‌دهد.^(۲۱)

بسیاری از کلینسین‌ها به دلیل سهولت مراحل کلینیکی، کاربرد اباتمنت‌های یک قطعه‌ای را به اباتمنت‌های دو قطعه‌ای ترجیح می‌دهند. با این حال مطالعه‌ای در رابطه با مقایسه تاثیر لوبریکنت بر روی محکم شدن پیچ در اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای وجود ندارد. هدف از این مطالعه بررسی گشتاور لازم برای باز شدن پیچ در اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای در سه محیط خشک، آغشته به بزاق و پر شده از بزاق بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه از ۱۰ فیکسچر (043. 922S, Straumann ITI AG, Basel, Switzerland) با ابعاد ۴/۱×۱۲ mm و همچنین ۱۰ اباتمنت مستقیم یک قطعه‌ای (Solid abutment, 048. 540, Straumann AG) به طول چهار میلیمتر و ۱۰ اباتمنت مستقیم دو قطعه‌ای (Synocta abutment, 048. 605, Straumann AG) استفاده شد. فیکسچرها توسط سورویور و به صورت کاملاً عمودی در مرکز یک بلوک از جنس آکریل سرامسخت با سطح مقطع مثلثی مانع گردید. در این مرحله دقت شد تا مارژین شولدر تمام فیکسچرها، یک میلیمتر بالاتر و بیرون‌تر از آکریل قرار بگیرد. بلوک‌های آکریلی و اباتمنت‌های Solid[®] و Synocta[®] از شماره ۱ تا ۱۰ کدگذاری شدند.

این مطالعه در طی سه مرحله انجام گردید. در مرحله اول، اباتمنت‌ها در محیطی خشک با سه گشتاور مختلف ۳۵NCm و ۲۰، ۱۰ بر روی فیکسچرها بسته شده و مقدار

یافته‌ها

در نمودار ۱، میانگین گشتاورهای لازم برای باز کردن اباتمنت‌های Solid® و Synocta® در هر سه محیط نشان داده شده است (نمودار ۱). نتیجه آزمون آنالیز واریانس اندازه گیری تکراری نشان داد که نوع محیط و نوع اباتمنت به طور معنی‌داری روی گشتاور لازم برای باز کردن اباتمنت‌ها تاثیر داشت ($P < 0/001$) (جدول ۱).

در هر سه گشتاور بستن ۱۰، ۲۰ و ۳۵، از محیط خشک به محیط آغشته به بزاق و محیط پر شده از بزاق، میانگین گشتاور باز کردن اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای به تدریج و به طور معنی‌داری افزایش می‌یافت ($P < 0/001$). (جدول ۱ تا ۳). در هر سه گشتاور بستن ۱۰، ۲۰ و ۳۵، میانگین گشتاور لازم برای باز کردن اباتمنت‌های Solid® بیشتر از Synocta® بود ($P < 0/001$) (جدول ۱ تا ۳). آزمون One-sample test نشان داد که در هر سه محیط و در هر سه گشتاور بستن، مقدار گشتاور باز کردن در اباتمنت‌های Synocta® به طور معنی‌داری کمتر از گشتاور بستن آنها بوده است. همچنین در دو محیط آغشته به بزاق و پر شده از بزاق در دو گشتاور بستن ۲۰ و ۳۵ Ncm میانگین گشتاور باز کردن اباتمنت‌های Solid® از گشتاور بستن آنها به طور معنی‌داری بیشتر بود ($P < 0/05$) (جدول ۴).

مصنوعی (هیدروکسی پروپیل متیل سلولز، سدیم کلراید و سدیم بنزوات، داروخانه دانشکده داروسازی، مشهد، ایران) مرطوب گردید و سه گشتاور مورد نظر اعمال و گشتاورهای مربوط به باز کردن هر کدام ثبت شد. این کار برای هر دو نوع اباتمنت تکرار گردید. در مرحله سوم داخل هر فیکسچر با بزاق مصنوعی پر شد. اباتمنت‌ها همانند مرحله قبل به ترتیب بر روی فیکسچرهای مربوطه بسته شد و گشتاورهای باز شدن هر کدام ثبت گردید. پس از جمع‌آوری، نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Shapiro-Wilk تایید شد. داده‌ها توسط آزمون آنالیز واریانس یک طرفه با اندازه تکراری (Repeated measure ANOVA) و آزمون تعقیبی LSD مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. برای مقایسه گشتاورهای باز کردن با مقادیر گشتاور بستن مربوطه (مقادیر ثابت ۱۰ و ۲۰ و ۳۵) نیز از آزمون One-sample t-test استفاده شد. سطح معنی‌داری $\alpha = 0/05$ در این مطالعه در نظر گرفته شد.



تصویر ۱: وضعیت قرارگیری بلوک آکریلی بر سه نظام دستگاه

تورک متر

جدول ۱: میانگین گشتاور لازم برای باز کردن ابامنت‌ها به تفکیک نوع محیط برای گشتاور بستن ۱۰NCm

نوع محیط		نوع ابامنت	
پر شده از بزاق	آغشته به بزاق	خشک	
۱۰/۰۷±۰/۷۸	۹/۵۷±۰/۳۹	۹/۱۸±۰/۳۱	یک قطعه‌ای (Solid®)
۸/۴۵±۰/۸۱	۸/۱۹±۰/۷۵	۷/۳۵±۰/۳۲	دو قطعه‌ای (Synocta®)
		F=۲۰/۷۷	اثر محیط: P<۰/۰۰۱
		F=۶۲/۹۹	اثر ابامنت: P<۰/۰۰۱
		F=۱/۰۶	اثر متقابل: P=۰/۳۵۸

جدول ۲: میانگین گشتاور لازم برای باز کردن ابامنت‌ها به تفکیک نوع محیط برای گشتاور بستن ۲۰NCm

نوع محیط		نوع ابامنت	
پر شده از بزاق	آغشته به بزاق	خشک	
۳۹/۹۲±۲/۷۴	۳۷/۵۴±۱/۵۷	۳۴/۷۶±۱/۱۳	یک قطعه‌ای (Solid®)
۳۳/۳۵±۱/۳۱	۳۲/۱۸±۱/۸۶	۳۰/۳۸±۱/۴۶	دو قطعه‌ای (Synocta®)
		F=۵۸/۶۳	اثر محیط: P<۰/۰۰۱
		F=۶۹/۵۹	اثر ابامنت: P<۰/۰۰۱
		F=۳/۸۸	اثر متقابل: P=۰/۳۰

جدول ۳: میانگین گشتاور لازم برای باز کردن ابامنت‌ها به تفکیک نوع محیط برای گشتاور بستن ۳۵NCm

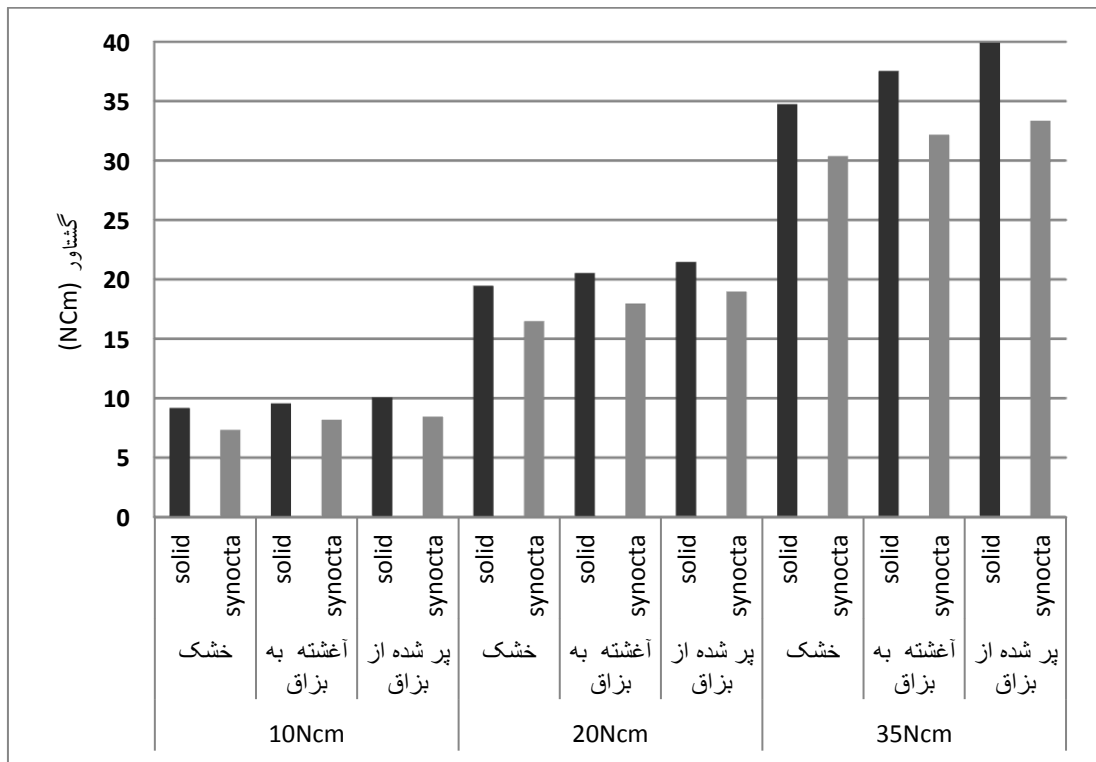
نوع محیط		نوع ابامنت	
پر شده از بزاق	آغشته به بزاق	خشک	
۲۱/۴۷±۱/۷۱	۲۰/۵۴±۰/۶۴	۱۹/۴۷±۱/۰۹	یک قطعه‌ای (Solid®)
۱۸/۹۸±۱/۰۱	۱۷/۹۶±۰/۹۷	۱۶/۵۰±۰/۸۷	دو قطعه‌ای (Synocta®)
		F=۲۶/۷۹	اثر محیط: P<۰/۰۰۱
		F=۶۰/۸۳	اثر ابامنت: P<۰/۰۰۱
		F=۰/۷۱	اثر متقابل: P=۰/۳۴۶

جدول ۴ : مقایسه مقادیر گشتاور باز کردن اباتمنت‌ها با گشتاورهای بستن آنها (مقادیر ثابت ۳۵ Ncm و ۲۰ و ۱۰)

نتیجه آزمون One sample test	گشتاور باز کردن انحراف معیار \pm میانگین	گشتاور بستن مقدار ثابت	نوع اباتمنت	نوع محیط
NS	۹/۱۸ \pm ۰/۳۱	۱۰	یک قطعه‌ای (Solid®)	خشک
NS	۱۹/۴۷ \pm ۱/۰۹	۲۰		
NS	۳۴/۷۶ \pm ۱/۱۳	۳۵		
NS	۷/۳۵ \pm ۰/۳۲	۱۰	دو قطعه‌ای	
NS	۱۶/۵۰ \pm ۰/۸۷	۲۰	(Synocta®)	
NS	۳۰/۳۸ \pm ۱/۴۶	۳۵		
NS	۹/۵۷ \pm ۰/۳۹	۱۰	یک قطعه‌ای (Solid®)	آغشته به بزاق
S	۲۰/۵۴ \pm ۰/۶۴	۲۰		
S	۳۷/۵۴ \pm ۱/۵۷	۳۵		
NS	۸/۱۹ \pm ۰/۷۵	۱۰	دو قطعه‌ای	
NS	۱۷/۹۶ \pm ۰/۹۷	۲۰	(Synocta®)	
NS	۳۲/۱۸ \pm ۱/۸۶	۳۵		
NS	۱۰/۰۷ \pm ۰/۷۸	۱۰	یک قطعه‌ای (Solid®)	پر شده از بزاق
S	۲۱/۴۷ \pm ۱/۷۱	۲۰		
S	۳۹/۹۲ \pm ۲/۷۴	۳۵		
NS	۸/۴۵ \pm ۰/۸۱	۱۰	دو قطعه‌ای	
NS	۱۸/۹۸ \pm ۱/۰۱	۲۰	(Synocta®)	
NS	۳۳/۳۵ \pm ۱/۳۱	۳۵		

S : وجود تفاوت معنی‌دار ($P < 0.05$)

NS : عدم وجود تفاوت معنی‌دار



نمودار ۱: میانگین گشتاور لازم برای باز کردن اباتمنت‌ها به تفکیک نوع محیط و نوع اباتمنت برای گشتاورهای بستن ۱۰، ۲۰ و ۳۵ Ncm

بحث

بر اساس نتایج این مطالعه، در هر دو گروه اباتمنت یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای و همچنین در سه محیط متفاوت با تغییر محیط از خشک به محیط آغشته به بزاق و محیط پر شده از بزاق، میانگین گشتاور لازم برای باز کردن اباتمنت‌ها افزایش می‌یافت.

Nigro و همکارانش^(۱۰) گشتاور لازم برای باز کردن پیچ اباتمنت‌های زیرکونیای دو قطعه‌ای را در دو حالت خشک و مرطوب (بزاق مصنوعی) مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد که نیروی لازم برای باز کردن

اباتمنت‌هایی که روزه‌های داخل ایمپلنت با بزاق مصنوعی آلوده شده بودند، به طور معنی‌داری بیشتر از نمونه‌هایی بود که در حالت خشک محکم شده بودند (۵/۳۱Ncm) در مقابل ۵/۲۷Ncm). Saliba و همکارانش^(۱۹) نیز مطالعه‌ای را جهت تعیین میزان گشتاور لازم برای شل کردن پیچ اباتمنت انجام دادند. در این مطالعه هگزاگون اباتمنت‌ها برداشته شد و از پیچ‌های تیتانیومی پوشانده شده با لوبریکانت جامد و بدون لوبریکانت استفاده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که میزان گشتاور لازم برای شل کردن پیچ‌های تیتانیومی پوشانده شده با لوبریکانت جامد به طور

پیچ طلا استفاده می‌شد مقادیر تورک بازکردن بالاتری به دست می‌آمد.

در تحقیق حاضر مقادیر نیروی باز کردن در هر دو نوع اباتمنت (Synocta® و Solid®) به ترتیب از محیط خشک، به محیط آغشته به بزاق و محیط پر شده از بزاق افزایش یافت. این یافته می‌تواند به این واقعیت نسبت داده شود که در محیط پر شده از بزاق در مقایسه با محیط آغشته به بزاق، احتمال رسیدن ماده لوبریکنت به تمام رزوه‌های عمقی و داخلی فیکسچر ایمپلنت بیشتر می‌شود. در این تحقیق مشابه مطالعات دیگر، مقدار گشتاور باز کردن در اباتمنت‌های دو قطعه‌ای (Synocta®) کمتر از گشتاور بستن آنها بوده است. این یافته با نتایج سایر مطالعات مطابقت دارد که اجزای ضد چرخش و به طور معنی‌دار نقشی در افزایش Preload ندارند چرا که اگر چنین بود اباتمنتی که با گشتاور ۳۵ NCm و ۲۰ و ۱۰ بسته می‌شد، به طور معنی‌داری با مقادیر تورک بالاتر از ۳۵ NCm و ۲۰، ۱۰ باز می‌شد. (۲۵-۲۳)

در گروه اباتمنت Solid® نیز تنها در گروه پر شده با بزاق و آغشته به بزاق در دوگشتاور ۳۵ و ۲۰ NCm مقادیر گشتاور باز کردن از مقادیر گشتاور بستن آنها بیشتر بود. این افزایش در گشتاور باز شدن را می‌توان به خصوصیت ساختاری اباتمنت‌های Solid® نسبت داد که در طی محکم شدن، در نواحی طوق، اباتمنت با دیواره‌های متباعد داخلی فیکسچر ایمپلنت مماس و محکم می‌شود و باقی ماندن اصطکاک در بین این دو سطح، در تقویت Preload موثر می‌باشد. به این تماس یکنواخت و تطابق دیواره‌ای، Cold Welding اطلاق می‌گردد. (۲۶ و ۲۷) با این حال، Norton^(۲۲) نشان داد که در سطوح گشتاور بستن کلینیکی، هم در شرایط خشک و هم در شرایطی که اجزا با بزاق مصنوعی آغشته می‌شوند، گشتاور باز کردن ۹۰-۸۰٪

معنی‌داری از نوع دیگر بیشتر بوده است. Guda و همکاران^(۱۳) در یک مطالعه به روش اجزاء محدود (FEM) نشان دادند که مقادیر Preload پیچ اباتمنت در محیط آغشته به لوبریکنت بیشتر از محیط خشک می‌باشد. Tzenakis و همکاران^(۲۱) نیز نشان دادند که تکرار عمل محکم کردن پیچ در حضور بزاق منجر به Preload بالاتر در پیچ‌های پروتزی می‌شود. هر چند که این تحقیق بر روی پیچ محکم کننده پروتزی انجام گرفته است (نه پیچ محکم کننده اباتمنت) و به علاوه از پیچ از جنس طلا استفاده شده است؛ در حالی که امروزه اکثر پیچ‌های محکم کننده از جنس تیتانیوم و یا آلیاژهای آن می‌باشد. مطالعات ذکر شده فوق نتایج تحقیق حاضر را تایید می‌کند، با این حال Norton^(۲۲) در مقادیر گشتاور باز کردن بین دو محیط خشک و آلوده به بزاق تفاوت معنی‌داری را به دست نیاوردند. تفاوت در نتایج مطالعه ذکر شده قبلی با سایر مطالعات می‌تواند به تفاوت روش اندازه گیری نسبت داده شود زیرا آنها وسیله‌ای را طراحی کردند که در آن از Strain gauge برای اندازه گیری مقدار گشتاور باز کردن استفاده شده بود در حالی که در مطالعه حاضرمانند بسیاری مطالعات مشابه برای اندازه گیری گشتاور باز کردن، تورک متر دیجیتال به کار رفته است. همچنین Jörn و همکاران^(۲۰) اخیراً در یک مطالعه به روش اجزا محدود نشان دادند که کاهش ضریب اصطکاکی بین پیچ و سطح داخلی ایمپلنت ناشی از نفوذ بزاق می‌تواند در موقع اعمال نیرو به افزایش استرس در گردن ایمپلنت منجر شود و باید از نفوذ بزاق جلوگیری شود. مقدار Preload توسط جنس پیچ نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد. جنس پیچ استفاده شده در این مطالعه تیتانیوم بود که ضریب اصطکاک بالاتری نسبت به موادی مانند طلا دارد.^(۲۳) این احتمال وجود دارد که اگر در این مطالعه از

از آنجا که مطالعه حاضر در شرایط استاتیک انجام شده است، پیشنهاد می‌شود در تحقیقات بعدی با اعمال سیکل‌های نیرو و حرارتی شرایط نزدیک‌تری به شرایط کلینیکی ایجاد نمود، چرا که شاید در این شرایط و تحت نیروهای ضربه‌ای و سیکلیک اکوزالی، نتایج از نظر مقاومت به شل شدن بین دو نوع اباتمنت دو قطعه‌ای و یک قطعه‌ای با آنچه در این مطالعه حاصل شده است، متفاوت باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد در اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای، به ترتیب آغشته شدن پیچ اباتمنت با بزاق و پر شدن حفره داخلی فیکسچر با بزاق گشتاور لازم برای باز کردن پیچ اباتمنت را افزایش می‌دهد. همچنین در گشتاور بستن یکسان گشتاور لازم برای بازکردن اباتمنت‌های یک قطعه‌ای بیشتر از دو قطعه‌ای می‌باشد.

تشکر و قدردانی

این طرح با پشتیبانی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد (کد پژوهشی ۹۰۰۱۲۳) انجام گردیده است، که به این وسیله، مراتب سپاس پژوهشگران ابراز می‌گردد. نتایج به دست آمده از این تحقیق برگرفته از پایان نامه دوره عمومی دندانپزشکی است که با شماره ۲۵۲۱ در کتابخانه دانشکده دندانپزشکی مشهد به ثبت رسیده است.

گشتاور بستن می‌باشد و Cold Welding رخ نمی‌دهد. همچنین Pintinha و همکاران^(۲۸) در مطالعه‌ای که اثر بارهای مکانیکی را بر گشتاور باز کردن اباتمنت‌های یک قطعه‌ای و دو قطعه‌ای بررسی کردند، نشان دادند در تمام اباتمنت‌های مورد مطالعه گشتاور باز کردن کمتر از گشتاور بستن می‌باشد. آنها نتیجه‌گیری کردند Cold Welding رخ نمی‌دهد.

از آنجایی که در اباتمنت‌های دو قطعه‌ای وجود جزء ضدچرخش اکتاگون داخلی، و در نوع یک قطعه‌ای، وجود اصطکاک در دیواره‌های داخلی بین اباتمنت-ایمپلنت (Morse taper) عوامل موثر در جلوگیری از شل شدن اباتمنت ذکر شده‌اند، در مطالعه حاضر هر دو نوع اباتمنت مورد بررسی قرار گرفت که از این نظر با سایر مطالعات متفاوت می‌باشد. به علاوه، در اکثر مطالعات تنها دو محیط خشک و مرطوب (بزاق) بررسی شده است. چون در شرایط کلینیکی غیر از حالت خشک، ممکن است برای حفره داخلی و رزوه‌های ایمپلنت، دو حالت آغشته به بزاق (مرطوب) و یا کاملاً پر شده از بزاق ایجاد شود، لذا برای شرایط آزمایش در این مطالعه سه محیط خشک، آغشته به بزاق و پر شده از بزاق تعریف شد که در سایر مطالعات موجود این موضوع لحاظ نشده بود.

منابع

- Balshi TJ, Hernandez RE, Prysizlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(3): 372-8.
- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(1): 29-36.
- Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodont Restor Dent* 1990; 10(5): 340-9.

4. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(2): 119-30.
5. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(4): 681-90.
6. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: A 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(2): 61-9.
7. Kreissl ME, Gerds T, Mucche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(6): 720-6.
8. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 164-71.
9. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(10): 1181-6.
10. Nigro F, Sendyk CL, Francischone CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J* 2010; 21(3): 225-8.
11. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 373-81.
12. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. *J Oral Implantol* 2003; 29(5): 242-5.
13. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent* 2008; 100(3): 183-93.
14. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 164-71.
15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5): 529-36.
16. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(1): 55-8.
17. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont* 2010; 19(6): 458-64.
18. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 164-7.
19. Saliba FM, Cardoso M, Torres MF, Teixeira AC, Lourenço EJ, Telles Dde M. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. *J Appl Oral Sci* 2011; 19(1): 63-7.
20. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent* 2014 Feb 13. [Epub ahead of print].
21. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002; 88(2): 183-91.
22. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 159-66.
23. Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJ, de Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: An *in vitro* study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(4): 475-80.
24. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 268-75.
25. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 373-81.
26. Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: Influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 459-65.
27. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent* 1993; 13(5): 409-31.
28. Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J Prosthet Dent* 2013; 110(5): 383-8.

Gutta Percha Points
Absorbent Paper Points

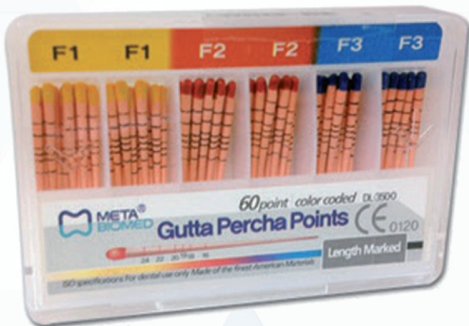
گوتا فقط META



Adseal Meta Biomed

کن کاغذی

- استریل
- جذب عالی بدون لینت
- موجود در انواع سایزها
- در بسته بندی ۲۰۰ عددی کشویی ضد ریزش



- دارای انواع سایزهای مدرج و با شیب ۰.۲ - ۰.۴ - ۰.۶ - ۰.۸
- رادیو اپسیتی عالی
- مناسب برای پرکردن کانال به روش تراکم جانبی و عمودی
- ۱۲۰ عددی با بهترین بسته بندی برای کاربری آسان
- انعطاف پذیری بسیار مناسب در حین کار
- زمان ماندگاری طولانی مدت



Available Sizes

- ISO sizes : 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140
- Non-Standardized (Accessory sizes): XF, FF, MF, F, FM, M, ML, L, XL
- Special Taper Points : .04, .06, .08

Tel: +98 21 88 98 80 63 - 6

Fax: +98 21 88 98 75 72

www.azadmed.com

info@azadmed.com

Add: Ava Building (No 34) Kaj St, Fatemi Ave, Tehran, Iran