بررسی اثر موقعیت ایمپلنت بر گیر و ثبات اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت درفک پایین

دکتر سید جلیل صدر*، دکتر ابوالفضل صبوری**، دکتر علیرضا هادی***، دکتر مینو مهشید****

چکیده

سابقه و هدف: درمان بی دندانی با اوردنچر متکی بر ایمپلنت استاندارد درمان بی دندانی در آینده است. هدف از این تحقیق مقایسه گیر و ثبات اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در سه موقعیت مختلف از قرارگیری ایمپلنت‌ها (ABDE (استخوان قدام فک پایین که به پنج ستون مساوی بین سوراخ‌های چانه‌ای با نام‌های A، B، C، D و E تقسیم می‌شود)،6AE6 (6 موقعیت اولین دندان مولر فک پایین است) و 6BD6) روی یک مدل بی دندانی فک پایین با استفاده از اوردنچر متکی بر ایمپلنت بود.

مواد و روشها: در مطالعه تجربی آزمایشگاهی حاضر یک مدل آزمایشگاهی آکریلی فک پایین با امکان قرارگیری ایمپلنت درشش محل در موقعیت‌های مولر اول سمت راست و چپ، حد فاصل دندان‌های لترال و کانین راست و چپ وحد فاصل دندان‌های پرمولر اول و دوم راست و چپ ساخته شد. بر روی این مدل فک پایین یک اوردنچر فلزی منطبق ساخته، در مقابل محل هر ایمپلنت یک housing اتچمنت از نوع Ball تعبیه گردید، به نحوی که در آزمایش اول موقعیت‌های ABDE، در آزمایش دوم موقعیت‌های 6AE6 و در آزمایش سوم موقعیت‌های 6BD6 دارای اتچمنت فعال باشند. به منظور اندازه‌گیری گیر و ثبات اوردنچر در حالات و موقعیت‌های مختلف، توسط ماشین Zwick با سرعت ۵۱ میلی‌متر در دقیقه نیروی کششی در سه جهت عمودی، مایل و قدامی خلفی به اوردنچر فلزی وارد شد. هر آزمایش پنج بار انجام گردید. سپس Maximum Dislodging Force یعنی حد اکثر نیرویی که اوردنچر تحمل می‌کند تا به طور کامل از مدل جدا شود برای هر نمونه توسط دستگاه اندازه‌گیری شد. بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون آماری Shapiro-Wilk و تساوی واریانس‌ها توسط آزمون Levene انجام گرفت. برای بررسی اثر سه عامل موقعیت ایمپلنت، نحوه اعمال نیرو و وضعیت بر متغیر وابسته کمی میزان نیرو از تحلیل واریانس سه عامله (Three-way ANOVA) و برای مقایسه‌های دو به دو از روش Tukey HSD استفاده شد.

یافته‌ها: بر اساس تحلیل واریانس سه طرفه اثر متقابل بین موقعیت ایمپلنت، نحوه اعمال کشش معنی‌دار نبود (P=۰/۸۲۱). اما اثر متقابل معنی دار ordinal بین موقعیت ایمپلنت با نحوه اعمال کشش وجود داشت (P<۰/۰۰۱). اثر موقعیت ایمپلنت و نحوه اعمال کشش نیرو اثر معنی‌دار آماری بر میزان نیرو داشتند (P<۰/۰۰۱). کمترین میزان نیرو در موقعیت ABDE و بیشترین میزان نیرو در موقعیت 6BD6 دیده شد (میانگین نیرو در موقعیت ABDE= ۶۴/۵۱ نیوتن، میانگین نیرو در موقعیت 6AE6= ۶۶/۰۶ نیوتن و میانگین نیرو در موقعیت 6BD6= ۶۸/۵۴ نیوتن). کمترین میزان نیرو در کشش مایل و بیشترین نیرو در کشش عمودی دیده شد (میانگین نیروی عمودی= ۸۷/۹۵ نیوتن، نیروی مایل=۴۸/۱۰ نیوتن و نیروی قدامی–خلفی= ۶۳/۰۶ نیوتن).

نتیجه‌گیری: تحقیق حاضر نشان داد میزان گیر اوردنچر همچنین میزان ثبات طرفی اوردنچر در برابر نیروی مایل در موقعیت 6BD6 بیشتر است. از طرف دیگر میزان ثبات طرفی اوردنچر در برابر نیروی قدامی- خلفی در موقعیت 6BD6 بیشتر است. با قرار دادن ایمپلنت دیستالی در موقعیت خلفی‌تر گیر و ثبات بیشتر می‌شود. میزان گیر اوردنچر بیشتر از ثبات آن است. همچنین میزان ثبات قدامی- خلفی از ثبات طرفی بیشتر است.

کلید واژگان: **ایمپلنت دندانی، گیر، ثبات، اور دنچر متکی بر ایمپلنت.**

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۳/۱۷ تاریخ اصلاح نهایی۱۳۹۰/۸/۲ تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۰/۸/۴

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۳۰، شماره ۱، بهار ۱۳۹۱، ۴۹- ۴۰

*استادگروه پروتزهای دندانی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

** نویسنده مسئول: دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

E-mail:a_saboury@yahoo.com

*** استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**** دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه

امروزه درمان بیماران بی دندان کامل بخش مهمی از درمان‌های پروتزی را تشکیل می‌دهد (۱). درمانی که به صورت غالب انجام می‌شود، استفاده از پروتز کامل می‌باشد (۱). از دیدگاه بهداشت عمومی، هر چند این درمان، یک درمان ساده و کم هزینه است ولی با این وجود، نمی‌تواند یک درمان عمومی برای تمامی بیماران باشد (۱).

امروزه درک و پاسخ بیماران به این نوع درمان صورت گرفته، بخش مهمی از معیارهای ارزیابی کلینیکی نتیجه درمان شناخته می‌شود. با توجه به افزایش سطح توقع بیماران و تجربیات کلینیکی، نارضایتی و ناسازگاری بیماران، تحلیل تدریجی استخوان و سایر مشکلات، اجتناب و دوری بیماران از پروتزهای کامل به سمت اوردنچر متکی بر ایمپلنت دیده می‌شود (۱).

نظریه‌ای مبنی بر اینکه در آینده درمان پروتز کامل با پروتزهای اوردنچر متکی بر ایمپلنت جایگزین خواهد شد مطرح است (۱). در نوع درمان اخیر، درمان با دو ایمپلنت در فک پایین به عنوان حداقل درمان بیماران بی‌دندان مطرح شده است (۱)، تا در آینده به تدریج با استفاده از ایمپلنت بیشتر، گیر و ثبات بهبود یافته یا حتی از درمان پروتز ثابت استفاده شود (۲و۱).

در بیمارانی که فک پایین آنان کاملا بی‌دندان است، ثبات و گیر پروتز کامل یک مشکل محسوب می‌شود (۱). محققین دریافته‌اند که رابطه مستقیمی بین میزان گیر پروتز و رضایت بیماران وجود دارد (۴و۳). نیاز به مراجعه مکرر به علت تحلیل استخوان مساله مهمی است که سبب تشدید کاهش گیر و ثبات می‌شود (۱). این مشکل در فک پایین به علت بستر کمتر پروتز بیشتر از فک بالا است (۲و۱).

جهت حل مشکل کاهش گیر و ثبات و حفظ استخوان راه‌های مختلفی پیشنهاد شده است. برخی شامل وستیبولوپلاستی و پیوند استخوان می‌باشد (۵). یکی از مناسب‌ترین راه‌ها قرار دادن ایمپلنت است (۵).

اوردنچر متکی بر ایمپلنت شامل سه جزء است:

۱. ایمپلنت (Fixture)
۲. اتچمنت (attachment)
۳. Supra structure

استفاده از اتچمنت‌ها از قدیم بر روی ریشه های دندانی در اوردنچرهای متکی بر دندان مرسوم بوده، کاربرد آن‌ها با موفقیت توام بوده است (۸-۶).

امروزه ایمپلنت‌های داخل استخوانی مانند ریشه‌های دندان و با استفاده از اتچمنت جهت تامین گیر و ثبات دنچر به کار می‌روند (۸). مزیت اصلی این ایمپلنت‌ها آن است که امکان انتخاب موقعیت اتچمنت‌ها از طریق انتخاب موقعیت ایمپلنت‌ها وجود دارد (۸)، وضعیت و کیفیتی که در درمان‌های متکی بر دندان وجود ندارد چرا که این دندان‌های موجود بیمار هستند که محل را دیکته می‌کنند.

امروزه موقعیت‌های مختلفی برای قرارگیری ایمپلنت‌ها مطرح می‌باشند. درمان‌های گذشته بیشتر بر مبنای Bone-driven یعنی تعیین موقعیت ایمپلنت‌ها بر اساس محل استخوان موجود بودند (۹). براساس این فلسفه درمان، انتخاب محل قراردهی ایمپلنت بیشتر بر پایه مقدار استخوان مطلوب و محل آن در فک می‌باشد. در فک پایین غالبا ناحیه قدامی به علت فقدان تداخلات آناتومیکی مورد استفاده قرار می‌گرفت(۲).

با پیشرفت تکنیک‌ها و افزایش توقع بیماران و دندانپزشکان، درمان‌های Prosthodontic – driven یعنی تعیین موقعیت ایمپلنت براساس نیازهای پروتزی مطرح شده‌اند (۲). بر این اساس استفاده از موقعیت‌هایی که در خلف فک پایین هستند بیشتر مورد توجه قرار می‌گیرند. از طرف دیگر امروزه بیماران در مقایسه با قبل در سنین پایین‌تری تقاضای درمان های پروتز متکی بر ایمپلنت را مطرح می‌سازند، بنابراین وضعیت استخوان باقیمانده غالبا بهتر است (۲). به همین دلیل می‌توان استفاده از نواحی خلف را نیز مد نظر قرار داد.

بنابراین در این پژوهش با بررسی تاثیر موقعیت ایمپلنت‌ها در تامین گیر و ثبات اوردنچر گامی در جهت انتخاب علمی و مستند Evidence Base Dentistry (EBD) محل ایمپلنت‌های اوردنچر برداشته می‌شود.

هدف از این تحقیق مقایسه اثر سه موقعیت مختلف ایمپلنت برگیر و ثبات اوردنچرهای با ساپورت ایمپلنت بود. در تحقیق حاضر گیر و ثبات تحت نیروهای عمودی، مایل و قدامی – خلفی در دو وضعیت بررسی گردید.

مواد و روشها:

در مطالعه تجربی آزمایشگاهی حاضر شش مرحله به شرح زیر صورت پذیرفت:

www.SID.ir

۱) ساختن مدل آزمایشگاهی، انجام دریل و جایگذاری ایمپلنت‌ها
۲) ساختن over denture housing
۳) آماده سازی اتچمنت‌ها
۴) ساخت load cell
۵) ماشین اندازه‌گیری
۶) انجام آزمایش

مطالعه تجربی آزمایشگاهی (مداخله ای) حاضر بر روی یک مدل آکریلی فک پایین بی دندان انجام شد. شش ایمپلنت درون مدل قرار داده شدند. در هر آزمایش چهار ایمپلنت از شش ایمپلنت به ترتیبی که در زیر خواهد آمد توسط اتصال ایمپلنت و اتچمنت فعال شدند.

۱- ساختن مدل آزمایشگاهی، انجام دریل و جایگذاری ایمپلنت‌ها: برای شبیه‌سازی فک پایین از یک مدل فک پایین از جنس رزین اکریلی استفاده گردید که فاقد هرگونه اندرکات بود. برای تهیه مدل از کست اصلی فک پایین متعلق به یک بیمار که حدوداً یک سال پیش دندان‌های خود را کشیده بود و تحلیل کم و یکنواخت در ریج باقامانده خود داشت، استفاده گردید. به وسیله سرویورآندرکات‌ها با موم حذف شدند. پس از حذف آندرکات ها با موم، در اطراف کست، بردرها گسترش یافتند تا یک سطح صاف به اندازه یک تا دو سانتی‌متر در اطراف کست ایجاد گردد. وستیبول‌ها نیز با موم پر شدند. سپس کست داپلیکیت تهیه گردید و در نهایت با استفاده از آگارDoubligel (آلمان– دندیران) مدل رزینی توسط رزین خود سخت شونده orthocryl (آلمان Ispringer) ساخته شد. سپس موقعیت‌های 6، E، D، B، A، 6 جهت تعیین محل‌های قرارگیری ایمپلنت‌ها مشخص شدند. برای تعیین موقعیت‌های 6، E، D، B، A، 6 ابتدا یک بیس توسط آکریل VLC (Megadenta-Germany) روی کست ساخته شد. سپس دندان‌هایی (ایده آل ماکو–ایران) با اندازه نرمال روی آن چیده شدند. پس از چیدن دندان‌ها، موقعیت‌های 6، E، D، B، A، 6 مشخص شدند. موقعیت A ناحیه پرمولر اول یک سمت، موقعیت B ناحیه حد فاصل بین دندان‌های لترال و کانین فک پایین یک سمت، موقعیت C ناحیه سمفیر فک پایین، موقعیت D ناحیه حد فاصل بین دندان‌های لترال و کانین فک پایین سمت مقابل، موقعیت E ناحیه پرمولر اول سمت مقابل، (در حقیقت ناحیه قدام فک پایین در حد فاصل سوراخ‌های منتال دو طرف به پنج ستون مساوی تقسیم می‌شود) و موقعیت 6 موقعیت قرارگیری دندان مولر اول فک پایین است. در این مطالعه ناحیه A و B در سمت چپ و ناحیه D و E در سمت راست در نظر گرفته شدند. دریل کردن محل ایمپلنت‌ها توسط سری دریل‌های ITI با استفاده ازمیلینگ ماشین paraskop M ,Bremen, Germany) (Bego جهت حصول توازی انجام شد. شش ایمپلنت از سیستم ITI (Straumann- Switzerland) به قطر ۴/۱ میلی‌متر و طول ۱۰ میلی‌متر به طور موازی با استفاده از میلینگ ماشین paraskop M ,Bremen, Germany) (Bego در نواحی 6، E، D، B، A، 6 قرار داده شدند. جهت حصول اطمینان از موقعیت درست حفره‌های تهیه شده، پس از ایجاد سوراخ اولیه، در محل‌های تعیین شده بر اساس دندان‌های چیده شده، فاصله بین سوراخ‌ها توسط کولیس (Fowler- Canada) با دقت ۰/۱ میلیمتر اندازه گیری شد. این فاصله بین محل‌های A با B، B با C، C با D و D با E برابر با ۸ میلی‌متر و بین محل 6 با A و 6 با E برابر با ۱۶ میلی‌متر بود. پس از اطمینان از فاصله و جهت مناسب سوراخ‌ها، دریل کردن انجام شد. در نهایت ایمپلنت‌ها در محل مربوطه قرار گرفتند. تمامی اندازه‌گیری‌ها روی این مدل انجام گرفتند. جهت حصول اطمینان از خارج نشدن ایمپلنت‌ها حین آزمایش، حفره مربوطه با یک دریل کوچکتر آماده گردید و پس از یک بار بستن ایمپلنت در محل و اطمینان از وضعیت خوب قرارگیری، ایمپلنت مجددا خارج و هنگام جایگذاری مجدد از چسب قطره ای سیانآکریلات (کارخانه رازی– ایران) استفاده شد. مراحل کار در شکل‌های ۱ تا ۲ آمده است.

شکل ۱- مشخص کردن محلهای 6,A,B,C,D,E,6 روی قله ریج جهت دریل کردن محل ایمپلنت ها

www.SID.ir

شکل ۲ – انجام دریل به صورت موازی توسط میلینگ ماشین paraskop M (Germany, Bremen, Bego)

به علت عدم وجود آندرکات، گیرتنها از ناحیه اتچمنت‌ها و ایمپلنت‌ها تامین خواهد شد. اگرچه تحقیق از نوع آزمایشگاهی است ولی سعی شده است تا حداکثر تشابه به وضعیت کلینیکی وجود داشته باشد. به این جهت فریم ورک از جنس کروم – کبالت Biosil f (Densply Degudent,Germany) ساخته شد تا به عنوان بیس عمل کند. مزیت استفاده از اوردنچر فلزی حداقل تغییر در همه آزمایش‌ها و استفاده از یک فریم ورک برای کلیه آزمایش‌هاست. برای ساخت فریم ورک فلزی ابتدا یک دوپلیکیت از مدل آکریلی ساخته شده، توسط گچ نسوز(Nanovest Germany) ریخته شد. روی این مدل مومگذاری انجام گرفت. مومگذاری به صورت تعبیه یک تونل روی ریج جهت قرارگیری housing و ۴ عدد قلاب در ۴ نقطه قدامی، میانی و طرفی راست و چپ روی یک مثلث متساوی الاضلاع که housing را در بر می‌گیرد، ایجاد شد. پس از کستینگ، housing داخل این جز تونل شکل قرار گرفته، اکریل گذاری (آکریل Meliodent کلان کمپانی ایران) انجام گردید (شکل ۳).

دو حلقه در قدام و وسط و دو حلقه در خلف طرفی راست و چپ فریم ورک تعبیه گردید تا از طریق نخ‌های پلی استری (کیانکورد، تهران، ایران) به load cell و از آنجا به ماشین زوئیک متصل گردد. مدل استفاده شده واحد بوده، تمامی آزمایش‌ها روی همین مدل انجام می‌شد.

شکل ۳ – فریم ورک آماده شده روی کست از نمای فوقانی

۱. **ساختن over denture housing**

این جز اکریلی بوده، می‌تواند متحرک ساخته شود تا در وضعیت‌های مختلف اتچمنت قرار گیرد. این جزء درون فریم ورک فلزی ساخته می‌شود. پس از قرارگیری فریم ورک فلزی، بستن Ball abutments (ITI) و گذاشتن Titanium attachment (ITI)روی ball abutment و انجام بلوک اوت‌های لازم اطراف اتچمنت، در سه مرحله، پودر و منومر اکریل شفاف خود سخت شونده (self cure) (آکریل Meliodent کلان کمپانی ایران) با توجه به دستور سازنده مخلوط و داخل فریم ورک ریخته شد. در هر مرحله فریم ورک در Pressure pot قرار داده شد. در نهایت کار پرداخت و جهت آزمایش آماده شد (شکل ۴). برای کاهش خطا تنها یک housing ساخته شد.

شکل ۴ – housing کامل شده

۲. **آماده‌سازی اتچمنت‌ها:** چنانچه اکریل اضافی در نواحی اطراف اتچمنت وجود داشت، حذف می‌گردید. نشستن کامل فریم ورک روی کست آکریلی در قدام از طریق کاغذ آرتیکولاسیون ۵۰ میکرونی (– Dentaives

www.SID.ir

Switzerland) از طریق وجود تماس بین فریم ورک زیر قلاب قدامی و کست بررسی شد (گیر کردن کاغذ بین فریم ورک و مدل آکریلی). این اطمینان از نشست در هر بار آزمایش انجام شد.

۳. **ساخت load cell**: متناظر با قلاب‌های فریم ورک فلزی، جزئی طراحی شد که مانند فریم ورک ۴ عدد قلاب در پایین و یک قلاب در سمت دیگر جهت اتصال به قلاب ماشین اندازه‌گیری داشت.

۴. **ماشین اندازه‌گیری**: از ماشین Zwick/ROELL مدل Z020 ساخت آلمان استفاده شد. این ماشین جهت جدا کردن نمونه‌ها از مدل نیرو وارد می‌کرد. این ماشین دارای دو جز بود:

۱. جز سخت افزاری که در آن مدل قرار می‌گیرد و نیروی کششی وارد می‌کند.

۲. جز نرم افزاری که در آن مشخصات نمونه، سرعت عمل دستگاه و نمودار نیرو- طول مربوطه درج می‌گردد.

سرعت عمل دستگاه ۵۱ میلی‌متر بر دقیقه تنظیم شد که سرعتی معادل حرکت دنچر از ریج هنگام جویدن است (۱۰). مدل به وسیله کلامپ به صفحه زیر ماشین ثابت شده، به نحوی قرار گرفت که نیروهای عمودی کاملا در راستای نشستن و برخاستن housing و فریم ورک باشند. یک قلاب به شکل S به طول ۱۵/۵ میلی‌متر با یک نخ پلی‌استری به سطح مقطع ۰/۴۰۷ میلی‌متر مربع به مرکز load cell (سمتی که دارای یک قلاب است) متصل شد. درسمت دیگر load cell سه سوراخ در رئوس و یک سوراخ در مرکز قرارگرفت و از هرکدام از این سوراخ‌ها یک نخ پلی‌استری خارج شد. به این ترتیب که از سوراخ سمت چپ یک نخ پلی‌استری برای حلقه سمت چپ روی فریم ورک، از سوراخ سمت راست یک نخ پلی‌استری برای حلقه سمت راست روی فریم ورک، از سوراخ قدامی یک نخ پلی‌استری برای حلقه باکالی روی فریم ورک و از سوراخ مرکزی یک نخ پلی استری برای حلقه لینگوالی فریم ورک منظور گردید.

چنانچه هر چهار نخ پلی‌استری به فریم ورک متصل گردند، نیروی عمودی وارد می‌شود. با آزاد شدن حلقه سمت راست یا چپ نیروی مایل و با آزاد شدن دو حلقه خلفی، نیروی قدامی – خلفی وارد می‌شود. نیروی عمودی برای سنجش گیر و نیروهای دیگر برای سنجش ثبات می‌باشند.

Maximum Dislodging Force: حداکثر نیرویی است که قبل از جدایی کامل از اتچمنت وارد می‌شود. این جدایی به صورت کنده شدن مجموعه اوردنچر شامل فریم ورک و Housing از مدل مشاهده می‌گردد. ماشین زوئیک هم مقدار نیرو را ثبت خواهد کرد و به صورت نمودار ارائه خواهد نمود. بزرگترین عدد مربوط به نیرو (بر حسب نیوتن) معرف شاخص تحقیق MDF خواهد بود.

۵. **انجام آزمایش**: به طور کلی برای هر حالت آزمایش، اباتمنت‌های مربوطه بسته شد. فریم ورک و housing در محل گذاشته شدند. پس از کنترل نشست کامل توسط کاغذ آرتیکولاسیون ۵۰ میکرونی load cell که توسط نخ‌های پلی‌استری به فریم ورک متصل شده از سمت دیگر توسط قلاب ماشین اندازه‌گیری با سرعت تنظیم شده کشیده شد تا اوردنچر از کست جدا شود. در مجموع ۲۱ حالت مختلف و ۱۰۵ آزمایش انجام گرفت که شرح آن در زیر آمده است:

۱. *انجام آزمایش در حالت اول (ABDE)*: با نیروی عمودی در این حالت بال اباتمنت‌ها روی ایمپلنت‌هایی که درموقعیت A, B, D, E قرار دارند، بسته شده، تا Ncm ۲۰ محکم می‌شدند. مدل آکریلی همراه با قلاب نگهدارنده روی صفحه دستگاه Zwick گذاشته شد. فنرهای نو درون اتچمنت‌ها قرار گرفتند. ۴ قلاب فریم ورک توسط نخ پلی‌استری به ۴ قلاب متناظر در load cell متصل شدند. قلاب سمت دیگر load cell توسط قلاب‌های واسطه به قلاب ماشین Zwick متصل شده، از طریق کامپیوتر دستور آغاز کشش با سرعت ۵۱ میلی‌متر در دقیقه داده شد. کشش تا جدا شدن کامل اوردنچر از مدل اکریلی ادامه پیدا کرد. نمودار نیروی اعمال شده تا جدا شدن توسط کامپیوتر رسم شد. در نهایت بزرگترین عدد مربوط به نیرو (بر حسب نیوتن) معرف شاخص تحقیق MDF بود، که در جدول ثبت گردید. این آزمایش ۵ مرتبه تکرار شد. هرآزمایش پس از پایان آزمایش قبلی یعنی جدا شدن کامل اوردنچر از مدل اکریلی با قرار دادن مجدد اوردنچر روی مدل اکریلی و اطمینان از نشست کامل توسط کاغذ آرتیکولاسیون انجام می‌گردید (شکل ۵).

۲. *انجام آزمایش در حالت اول (ABDE) با نیروی مایل:* این آزمایش مشابه آزمایش اول با همان مراحل انجام شد با این تفاوت که یکی از قلاب‌های طرفی راست یا چپ به load cell متصل نمی‌شد. به عبارت دیگر تنها سه قلاب قدامی، میانی و یکی از قلاب‌های خلفی به load cell متصل بودند.

www.SID.ir

شکل ۵ – قرارگیری نمونه در دستگاه جهت آزمایش

این آزمایش نیز ۵ بار انجام شد. برای یکسان بودن تمام آزمایش‌ها در هیچ آزمایشی قلاب سمت راست متصل نشد.

۳. *انجام آزمایش در حالت اول (ABDE) با نیروی قدامی-خلفی:* این آزمایش مشابه آزمایش اول با همان مراحل انجام شد با این تفاوت که قلاب‌های طرفی راست و چپ (دو قلاب خلفی) به load cell متصل نمی‌شدند. به عبارت دیگر تنها دو قلاب قدامی و میانی به load cell متصل بودند. این آزمایش نیز ۵ بار انجام گرفت.

۴. *انجام آزمایش در حالت دوم (6AE6) با نیروی عمودی:* دراین حالت بال اباتمنت‌ها روی ایمپلنت‌هایی که در موقعیت 6,A,E,6 قرار داشتند، بسته و تا Ncm ۲۰ محکم شد. سایر مراحل تا آزمایش ۶ مشابه آزمایش‌های ۱ تا ۳ بوده، تنها موقعیت ایمپلنت‌ها فرق می‌کرد.

۵. *انجام آزمایش در حالت سوم (6BD6) با نیروی عمودی:* در این حالت بال اباتمنت‌ها روی ایمپلنت‌هایی که در موقعیت 6,B,D,6 قرار داشتند، بسته و تا Ncm ۲۰ محکم شد. سایر مراحل تا آزمایش ۹ مشابه آزمایش‌های ۱ تا ۳ بود. تنها موقعیت ایمپلنت‌ها تفاوت می‌کرد.

۶. *انجام آزمایش برای گروه شاهد (عدم اتصال اتچمنت‌ها):* در این حالت بال اباتمنتی روی مدل آکریلی بسته نمی‌شد.

داده‌های حاصل از نظر تبعیت از توزیع نرمال توسط آزمون آماری Shapiro-Wilk و جهت بررسی تساوی واریانس‌ها با آزمون Levene مورد بررسی قرار گرفتند. برای بررسی اثر سه عامل موقعیت ایمپلنت، نحوه اعمال نیرو و وضعیت بر متغیر وابسته کمی و میزان نیرو از تحلیل واریانس سه عامله (Three-way ANOVA) و برای مقایسه‌های دو به دو از روش Tukey HSD استفاده شد. خطای نوع اول آزمون در این تحقیق α=۰/۰۱ در نظر گرفته شد. بنابراین مقادیر کمتر از آن احتمال از نظر آماری معنی دار تلقی گردید.

یافته‌ها:

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون آماری Shapiro-Wilk بررسی شد و با حد اقل مقدار احتمال ۱۶۴/ ۰، توزیع داده‌ها نرمال بود. تساوی واریانس‌ها با آزمون Levene مورد بررسی قرار گرفت و با مقدار۰/۰۴۱ =P این تساوی پذیرفته شد. بنابراین از تحلیل واریانس سه طرفه با Three-way ANOVA برای تحلیل داده‌ها استفاده شد.

در مقایسه میان نیروی اندازه‌گیری شده در حالت اعمال نیروی عمودی بین سه موقعیت مختلف قرارگیری ایمپلنت (ABDE, 6AE6, 6BD6)، بیشترین میانگین ثبت شده مربوط به موقعیت 6BD6 و برابر با۱/۶۹ ±۹۳/۸۵ نیوتن بود. کمترین میانگین ثبت شده نیز مربوط به موقعیت ABDE و برابر با ۳/۱±۸۱/۷۰ نیوتن بود. اعداد به دست آمده در موقعیت 6AE6 در حد فاصل این دو قرار داشت. این مقادیر برابر با ۳/۳۸±۸۷/۱۷ نیوتن بود.

در مقایسه بین نیروی اندازه‌گیری شده در حالت اعمال نیروی مایل بین سه موقعیت مختلف قرارگیری ایمپلنت (ABDE, 6AE6, 6BD6) بیشترین میانگین ثبت شده مربوط به موقعیت 6AE6 و برابر با ۱/۲۲±۴۹/۶۱ نیوتن بود. کمترین میانگین ثبت شده نیز مربوط به موقعیت 6BD6 و برابر با ۲/۰۳±۴۷/۵۸ نیوتن بود. اعداد به دست آمده در موقعیت ABDE نیز در حد فاصل این دو قرار داشت (۱/۲۲±۴۸/۰۲ نیوتن).

در مقایسه بین نیروی اندازه‌گیری شده در حالت اعمال نیروی قدامی-خلفی بین سه موقعیت مختلف قرارگیری ایمپلنت (ABDE,6AE6,6BD6) بیشترین میانگین ثبت شده مربوط به موقعیت 6BD6 و برابر با ۲/۲۶±۶۵/۹۴ نیوتن بود. کمترین میانگین ثبت شده نیز مربوط به موقعیت 6AE6 و برابر با ۰/۳۵±۶۰/۷۴ نیوتن بود. اعداد به دست آمده در موقعیت ABDE در حد فاصل این دو قرار داشت

www.SID.ir
Archive of SID

(۰/۹۶±۶۳/۸۶ نیوتن). نتایج به صورت کامل در جدول شماره ۱ آمده‌اند.

جدول ۱ - شاخص های آماری نیروی کششی عمودی در وضعیت ۱و۲ برای سه حالت قرارگیری ایمپلنت

وضعیت	نیرو حالت ایمپلنت	نوع کشش	تعداد نمونه	میانگین	انحراف معیار	کمترین مقدار	بیشترین مقدار
وضعیت ۱	ABDE	عمودی	۵	۸۱/۷۰۶۰	۳/۱۰۸۰۴	۷۹/۲۱	۸۶/۸۹
		مایل	۵	۴۸/۰۲۶۰	۱/۱۷۳۴۳	۴۶/۸۱	۴۹/۴۴
		قدامی-خلفی	۵	۶۳/۸۶۴۰	۰/۹۶۵۹۱	۶۲/۸۳	۶۵/۳۹
	6AE6	عمودی	۵	۸۷/۱۷۲۰	۳/۳۸۷۲۴	۸۲/۸۴	۹۰/۲۸
		مایل	۵	۴۹/۶۱۴۰	۱/۲۲۱۸۱	۴۸/۳۹	۵۱/۳۳
		قدامی-خلفی	۵	۶۰/۷۴۸۰	۰/۳۵۳۳۷	۶۰/۳۸	۶۱/۱۸
	6BD6	عمودی	۵	۹۳/۸۵۸۰	۱/۶۹۴۹۰	۹۱/۶۲	۹۵/۹۱
		مایل	۵	۴۷/۵۸۴۰	۲/۰۳۲۸۴	۴۴/۴۳	۴۹/۶۶
		قدامی-خلفی	۵	۶۵/۹۴۶۰	۲/۲۶۰۵۲	۶۳/۳۵	۶۹/۵۴
وضعیت ۲	ABDE	عمودی	۵	۸۲/۳۱۸۰	۲/۴۲۳۱۵	۷۹/۸۳	۸۵/۳۳
		مایل	۵	۴۸/۰۷۶۰	۱/۲۰۴۲۱	۴۶/۶۹	۴۹/۹۱
		قدامی-خلفی	۵	۶۳/۱۲۰۰	۱/۲۹۴۵۱	۶۱/۸۴	۶۵/۰۵
	6AE6	عمودی	۵	۸۹/۰۳۸۰	۱/۰۹۶۸۹	۸۷/۹۱	۹۰/۴۴
		مایل	۵	۴۹/۶۲۲۰	۰/۶۵۵۱۹	۴۸/۹۵	۵۰/۴۱
		قدامی-خلفی	۵	۶۰/۲۰۰۰	۰/۶۳۲۳۴	۵۹/۳۸	۶۰/۹۱
	6BD6	عمودی	۵	۹۳/۶۶۲۰	۱/۴۴۳۶۸	۹۱/۹۴	۹۵/۸۴
		مایل	۵	۴۵/۶۹۲۰	۰/۹۴۱۵۸	۴۴/۹۱	۴۷/۱۲
		قدامی-خلفی	۵	۶۴/۵۱۲۰	۱/۶۰۱۹۶	۶۲/۰۴	۶۶/۱۹
جمع			۹۰	۶۶/۳۷۵۴	۱۶/۸۹۷۹۲	۴۴/۴۳	۹۵/۹۱

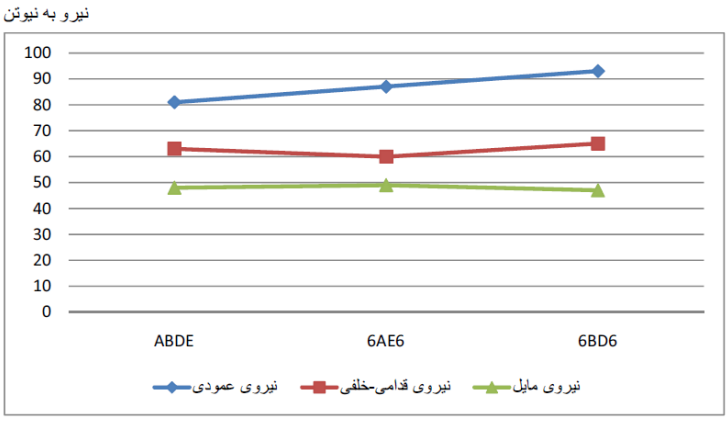
در نهایت بیشترین میانگین نیروی اندازه‌گیری شده در مجموع ۱۵ بار اندازه‌گیری نیروی کششی در سه حالت نیروی عمودی، مایل و قدامی-خلفی، مربوط به نیروی عمودی و به میزان ۸۷/۹۵±۵/۳۵ نیوتن بود. نیرو در حالت کشش قدامی-خلفی با میانگین ۶۳/۰۶±۲/۳۹ نیوتن در رتبه دوم قرار داشت. کمترین میزان نیرو هم مربوط به نیروی مایل و برابر با ۴۸/۱±۱/۷۸ نیوتن بود.

بر اساس تحلیل واریانس سه طرفه اثر متقابل بین موقعیت ایمپلنت (ABDE , 6AE6 , 6BD6) و نحوه اعمال کشش (نیروی عمودی، مایل یا قدامی-خلفی) معنی دار نبود (P=۰/۸۲۱). اما اثر متقابل معنی دار ordinal بین موقعیت ایمپلنت با نحوه اعمال کشش وجود داشت (P<۰/۰۰۱). موقعیت ایمپلنت با P<۰/۰۰۱ و نحوه اعمال کشش با P<۰/۰۰۱ و نحوه اعمال کشش با P<۰/۰۰۱ بر میزان نیرو اثر معنی‌دار آماری داشتند.

در مقایسه متقابل بین موقعیت ایمپلنت (ABDE, 6AE6, 6BD6) با استفاده از روش Tukey HSD کمترین میزان نیرو در موقعیت ABDE و بیشترین میزان نیرو در موقعیت 6BD6 دیده شد و هر سه موقعیت با هم اختلاف معنی‌دار آماری داشتند (در هر سه مورد P<۰/۰۰۱). (میانگین نیرو در موقعیت ABDE=۱۴/۲۲±۶۴/۵۱، میانگین نیرو در

Archive of SID
www.SID.ir

موقعیت 6AE6=۶۶/۰۶±۱۶/۵۵ و میانگین نیرو در موقعیت 6BD6= ۶۸/۵۴±۱۹/۷۸). همچنین مقایسه میزان نیرو در اعمال کشش‌های مختلف (نیروی عمودی، مایل یا قدامی-خلفی) اختلاف معنی‌دار آماری داشتند (در هر سه مورد P<۰/۰۰۱). به این صورت که کمترین میزان نیرو در کشش مایل و بیشترین نیرو در کشش عمودی دیده شد (میانگین نیروی عمودی=۸۷/۹۵±۵/۳۵، نیروی مایل= ۴۸/۱۰±۱/۷۸ و نیروی قدامی-خلفی= ۶۳/۰۶±۲/۳۹).



نمودار ۱- میزان نیرو برحسب دو فاکتور موقعیت ایمپلنت (6BD6، 6AE6، ABDE) و نحوه اعمال کشش (نیروی عمودی، مایل یا قدامی- خلفی)

بحث:

گیر و ثبات اوردنچر در این مطالعه از دیدگاه دندانپزشک و به صورت عددی با اندازه گیری MDF مورد بررسی قرار گرفت. این شاخص ابتدا توسط Petropoulos و همکاران در سال ۲۰۰۲ معرفی گردید (۷). این شاخص کمک کرد تا بررسی‌ها علمی‌تر شده، امکان مقایسه بهتر نتایج فراهم شود. اوردنچرهنگام جویدن در دهان در جهات مختلفی حرکت می‌کند. این حرکات پیچیده می‌باشند بنابراین جهت تسهیل بررسی آنها، در این مطالعه به سه جهت عمودی (جهت بررسی گیر)، مایل و قدامی-خلفی (جهت بررسی ثبات) تفکیک شدند. این مساله در مطالعه Petropoulos و همکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان و همکاران (۲۰۱۰) نیز استفاده و تایید شده بود (۱۰و۷). برای ارزیابی هرسه نیرو از کشش استفاده گردید. کشش عمودی مترادف با جویدن غذای چسبنده است که نیرویی در خلاف مسیر نشستن وارد می‌کند. کشش مایل مترادف با جویدن یک طرفه غذاست و نیروی قدامی-خلفی مترادف با حالتی است که غذا در ناحیه دندان‌های خلفی در حال جویده شدن است یا توسط دندان‌های جلو چیزی گاز گرفته می‌شود. در این مطالعه با تغییر موقعیت ایمپلنت‌ها اثر این تغییر محل در تغییر میزان نیروها مورد بررسی قرار گرفت.

بررسی در حالات مختلف با تغییر در نحوه اتصال قلاب‌های اوردنچر نسبت به Load cell صورت گرفت. جهت بررسی نیروی عمودی ۴ قلاب فریم ورک توسط نخ پلی‌استری به ۴ قلاب متناظر در load cell متصل شدند. جهت بررسی نیروی مایل یکی از قلاب‌های طرفی راست یا چپ به load cell متصل نشد. به عبارت دیگر تنها سه قلاب قدامی، میانی و یکی از قلاب‌های خلفی به load cell متصل بودند. جهت بررسی نیروی قدامی-خلفی قلاب‌های طرفی راست و چپ (دو قلاب خلفی) به load cell متصل شدند. به عبارت دیگر تنها دو قلاب قدامی و میانی به load cell متصل بودند. مورد آخر با مطالعه Petropoulos و همکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان و همکاران (۲۰۱۰) متفاوت است زیرا در مطالعه آنها تنها دو قلاب خلفی به load cell متصل بودند (۱۰و۷). علت این تفاوت آن است که هنگام کشیدن دو قلاب خلفی به تنهایی، لبه قدامی فریم ورک به مدل آکریلی گیر کرده، می‌تواند در نتیجه موثر باشد.

Archive of SID
www.SID.ir

برای انجام بررسی‌ها، سرعت دستگاه جهت اعمال کشش در حد ۵۱ میلی‌متر در دقیقه تنظیم شد. این میزان بر اساس محاسبه متوسط سرعت حرکت دنچر در دهان حین حرکات فانکشنال درنظر گرفته شد (۱۰و۷).

در این آزمایش از بیس فلزی جهت نگهداری ماتریکس‌ها استفاده شد که سبب می‌شود حداقل تغییرات در موقعیت ماتریکس‌ها و حداقل خطا وجود داشته باشد. این مساله در دو مطالعه Petropoulos و همکاران در سال ۱۹۹۷و ۲۰۰۲ و طباطباییان و همکاران در سال ۲۰۱۰ تایید شده است (۱۰و۷و۶).

هر آزمایش نیز پنج مرتبه تکرار شد که این میزان نمونه با مطالعات قبلی (Petropoulos و همکاران در سال ۱۹۹۷و ۲۰۰۲ و طباطباییان و همکاران در سال ۲۰۱۰) همخوانی دارد (۱۰و۷و۶).

در مطالعه Petropoulos و همکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان و همکاران (۲۰۱۰) از زنجیر فلزی جهت اتصال load cell و اوردنچر استفاده شده است (۱۰و۷). استفاده از زنجیر فلزی توزیع یکنواخت نیرو را مشکل کرده، به تنظیم مکرر جهت هم طول بودن زنجیرها نیاز دارد. در ضمن ممکن است زنجیرها هم وزن نیز نباشند. همه این عوامل می‌توانند سبب ایجاد خطا شوند. به همین دلیل دراین مطالعه از نخ به جای زنجیر استفاده شد. نخ به تنظیم کمتری نیاز داشته، هنگام اعمال کشش ابتدا همه هم طول می‌شوند، سپس کشش اعمال می‌گردد. نخ استفاده شده نخ‌هایی از جنس پلی‌استر با سطح مقطع ۰/۴۰۷ میلی‌متر مربع و به صورت رشته‌های به هم تابیده بودند.

تاکنون مطالعه‌ای که تاثیر فاصله بین ایمپلنت‌ها بر گیر و ثبات را بررسی کند، صورت نگرفته است. این فاصله در کارهای کلینیکی بر اساس تعداد ایمپلنتی که قرار است استفاده شود، نوع اتچمنت مورد استفاده، میزان تحلیل استخوان و ... تعیین می‌گردد (۱۱). حداقل فاصله بین ایمپلنت‌ها باید ۳ میلی‌متر باشد (۲). با این فاصله امکان استفاده از اتچمنت بال وجود دارد (۹). در حالی که اگر قصد استفاده از بار داشته باشیم باید این فاصله به ۱۲ میلی‌متر برسد (۹). در این مطالعه جایگذاری ایمپلنت‌ها بر اساس تفکر Misch (۲۰۰۸) و تقسیم قدام فک پایین به پنج ستون مساوی صورت گرفت (۲). در این طرح درمان امکان افزایش تعداد ایمپلنت‌ها بدون به مخاطره افتادن ایمپلنت‌های قبلی وجود دارد (۲).

بیشترین میانگین نیروی اندازه‌گیری شده در این مطالعه در مجموع ۴۵ بار اندازه گیری نیروی کششی در سه حالت نیروی عمودی، مایل و قدامی-خلفی، مربوط به نیروی عمودی و به میزان ۸۷/۹۵±۵/۳۵ نیوتن بود. نیرو در حالت کشش قدامی-خلفی با میانگین ۶۳/۰۶±۲/۳۹ نیوتن در رتبه دوم قرار داشت. کمترین میزان نیرو هم مربوط به نیروی مایل و برابر با ۴۸/۱۰±۱/۷۸ نیوتن بود. در مقایسه بین سه موقعیت قرارگیری ایمپلنت‌ها (ABDE,6AE6,6BD6) در هر سه، میانگین نیروی عمودی بیشتر از نیروی قدامی-خلفی و آن هم بیشتر از نیروی مایل بود. به عبارت دیگر بیشترین میزان نیرو در حالت نیروی عمودی و کمترین میزان نیرو در حالت نیروی مایل در هر سه گروه ثبت گردید. همچنین در هر سه موقعیت مقایسه میزان نیرو در اعمال کشش‌های مختلف (نیروی عمودی، مایل یا قدامی-خلفی) اختلاف معنی‌دار آماری داشتند (در هر سه مورد P<۰/۰۰۱). این تفاوت‌ها از نظر بیشتر بودن نیروی عمودی با مطالعات Petropoulos وهمکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان و همکاران (۲۰۱۰) همخوانی دارد (۱۰و۷). ولی در این مطالعه کمترین نیروی ثبت شده نیروی مایل بود که با مطالعات Petropoulos و همکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان و همکاران (۲۰۱۰) که در آن کمترین نیروی ثبت شده قدامی-خلفی بود، تفاوت دارد (۱۰و۷). علت این مساله احتمالا تفاوت در بستن نخ‌ها در کشش قدامی خلفی است. در این مطالعه جهت بررسی نیروی قدامی-خلفی قلاب‌های طرفی راست و چپ (دو قلاب خلفی) به load cell متصل نشدند. به عبارت دیگر تنها دو قلاب قدامی و میانی به load cell متصل بودند. ولی در مطالعه Petropoulos و همکاران (۲۰۰۲) و طباطباییان وهمکاران (۲۰۱۰) تنها دو قلاب خلفی به load cell متصل بودند (۱۰و۷). علت این تفاوت آن است که هنگام کشیدن دو قلاب خلفی به تنهایی لبه قدامی فریم ورک به مدل آکریلی گیر کرده، می‌تواند در نتیجه موثر باشد.

مقایسه متقابل بین موقعیت ایمپلنت (ABDE,6AE6, 6BD6) با استفاده از روش Tukey HSD نشان داد که کمترین میزان نیرو در موقعیت ABDE و بیشترین میزان نیرو در موقعیت 6BD6 دیده شد و هر سه موقعیت با هم اختلاف معنی‌دار آماری داشتند (در هر سه مورد P<۰/۰۰۱). (میانگین نیرو در موقعیت ABDE = ۱۴/۲۲ ± ۶۴/۵۱ ، میانگین نیرو در موقعیت 6AE6 =۱۶/۵۵±۶۶/۰۶ و میانگین نیرو در موقعیت 6BD6= ۱۹/۷۸±۶۸/۵۴). این

www.SID.ir

بدین معنی است که هر چه ایمپلنت دیستالی، خلفی‌تر قرار گیرد، گیر و ثبات بیشتری فراهم می‌گردد. این یافته با نظرات Misch (۲۰۰۸) همخوانی دارد (۱۲). Misch (۲۰۰۸) معتقد است هر چه ایمپلنت دیستالی خلفی‌تر باشد، اتکا پروتز به ایمپلنت بیشتر شده، کمتر به مخاط تکیه می‌کند (۱۲).

در این مطالعه اتچمنت‌ها نسبت به یکدیگر به صورت موازی قرار گرفتند. این مسأله با مطالعه Gulizio و همکاران (۲۰۰۵) همخوانی دارد (۱۳)، که در آن مشخص شده است اگر از housing فلزی استفاده نمی‌شود، بال‌ها باید نسبت به هم زاویه ۳۰ درجه داشته باشند ولی در صورت استفاده از ماتریکس طلا بهتر است بال‌ها موازی باشند.

نتیجه‌گیری:

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که میزان گیر اوردنچر در موقعیت 6BD6، همچنین میزان ثبات طرفی اوردنچر دربرابر نیروی مایل در موقعیت 6AE6 بیشتر است. از طرف دیگرمیزان ثبات طرفی اوردنچر در دربرابر نیروی قدامی–خلفی در موقعیت 6BD6 نیز بیشتر است. تحقیق فعلی نشان داد با قرار دادن ایمپلنت دیستالی در موقعیت خلفی تر گیر و ثبات بیشتر می‌شود. همچنین میزان گیر اوردنچر بیشتر از ثبات آن و میزان ثبات قدامی–خلفی از ثبات طرفی بیشتر است.

پیشنهادات:

پیشنهاد می‌شود این مطالعه به شکل Finite Element نیز انجام گیرد تا توزیع تنش بین سه موقعیت مختلف در استخوان مورد بررسی قرار گیرد.

References

1. Hicky JC, Zarb GA, Bolender CL: Boucher's prosthodontic: treatment for edentulous patient. 12th Ed. St.Louis: The C.V.Mosby Co. 2004; chap1:3-5.
2. Misch CE: Contemporary implant dentistry. 3rd Ed. St.Louis: The C.V. Mosby Co. 2008; chap14:293-310.
3. Burns DR, Unger JW, Elswick RKJr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant over denture part II: patient satisfaction and preference J prosthet Dent 1995;73: 364-369.
4. Burns DR, Unger JW, Elswick RKJr, Giglio JA: Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdenture part I: Retention, stability and tissue response. J Prosthet Dent 1995;73: 354-363.
5. Zitzmann Nu, Marinello CP: Decision making and treatment planning in the edentulous mandible restored with fixed or removable implant prostheses. World Dent2001;1; 9-12.
6. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelati E: Comparison of retention and release periods for implants overdenture attachments. Int J Oral maxillofac Implants 1997; 12:176-185.
7. Petropoulos VC, Smith W: Maximum dislodging forces of implant and attachments. Int J Oral maxillofac Implants 2002;17:526-535.
8. Mensor MC Jr: Attachment fixation for overdentures-Part I. J Prosthet Dent 1977; 37:366-373.
9. Hicky JC, Zarb GA, Bolender CL: Boucher's prosthodontic: treatment for edentulous patient. 12th Ed. St.Louis: The C.V.Mosby Co. 2004; chap27:498-508.
10. Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K: Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. Journal of dentistry, Tehran University of Medical Science 2010; 7:113-118.
11. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd Ed. St.Louis: The C.V.Mosby Co. 2008; chap5:92-103.
12. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd Ed. St.Louis: The C.V.Mosby Co. 2008; chap15:317.
13. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD: Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachment. J Prosthodont 2005; 14:3-11.

Archive of SID
www.SID.ir