

مقایسه نحوه انتشار نیروها بین سه نوع اتچمنت Bar، Ball و Zaag در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در فک پایین با روش فتوالاستیک

دکتر ابوالفضل صبوری* - دکتر غلامرضا اصفهانی زاده** - دکتر مسعود اجاللی***

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

** - استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی (واحد تهران).

*** - استاد و مدیر گروه پروتزهای متحرک دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

چکیده

زمینه و هدف: زمانی که یک دنچر کامل به یک اوردنچر متکی بر ایمپلنت تبدیل می‌گردد عملکرد جویدن بهبود می‌یابد و بیشتر اتچمنت‌های به کار رفته در اوردنچرها به صورت Bar و Ball می‌باشد که در مورد اثر طراحی و میزان تماس یافتن یک اوردنچر مندیل بر روی فشارهای وارده به ایمپلنت‌ها نظریات مختلفی وجود دارد. هدف از این مطالعه بررسی و مقایسه نحوه انتشار نیروها در اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت در فک پایین با اتصالات Bar، Ball و Zaag با روش فتوالاستیک می‌باشد.

روش بررسی: روش مطالعه به صورت توصیفی و کارآزمایی آزمایشگاهی می‌باشد که بر روی مدل فتوالاستیک جهت بررسی نیروهای وارده به ایمپلنت حمایت کننده اوردنچر به همراه اتچمنت‌های Bar، Ball و Zaag می‌باشد. محل ایمپلنت‌ها در ناحیه کاین‌ها به فاصله هشت میلی‌متر از میدلاین انتخاب شده و نیروهای وارده به میزان ۳۰Lb (معادل نیروهای جویده) به صورت یک سویه بر روی سطح اکلوزال در ناحیه مولر اول در دو حالت افقی و مایل (۴۵ درجه) اعمال گردید. فشارهای ایجاد شده که به بدنه ایمپلنت منتقل شده در زیر تله میکروسکوپ مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. این ارزیابی در هر سه حالت Bar، Ball و Zaag انجام می‌شود.

یافته‌ها: در اوردنچرهای متصل به Bar در حالت اعمال نیروی عمودی هم در ایمپلنت سمت اعمال نیرو و هم در ایمپلنت سمت مقابل نسبت به سایر اتچمنت‌ها، فشار بیشتری ایجاد شد و در حالت اعمال نیرو به صورت مایل میزان فشار بر روی ایمپلنت‌ها نسبت به حالت عمودی بیشتر بود. در مورد اتچمنت‌های Ball و Zaag در اثر اعمال نیروی عمودی هم به ایمپلنت‌ها و هم به ریح بی‌دندانی فشار منتقل شده و در حالت اعمال نیرو به صورت مایل میزان فشار بر روی ایمپلنت‌ها افزایش یافته و بر روی ریح بی‌دندانی هیچ گونه فشاری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: اتچمنت Bar نسبت به اتچمنت‌های Ball و Zaag در هر دو حالت اعمال نیروی مایل و عمودی باعث انتقال فشار بیشتری به ایمپلنت‌ها می‌شود. در مقایسه بین دو سیستم Zaag و Ball مشخص شد که Zaag به میزان بیشتری نسبت به Ball باعث انتقال نیرو به بدنه ایمپلنت می‌شود.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت - اوردنچر - اتچمنت‌های Bar، Ball، Zaag - فتوالاستیسیته

پذیرش مقاله: ۸۴/۷/۱۲

اصلاح نهایی: ۸۴/۵/۲۹

وصول مقاله: ۸۴/۲/۱۱

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی Asaboury@yahoo.com

مقدمه

بیشتری توسط اتچمنت‌های Ball به استخوان اطراف ایمپلنت وارد می‌شود در حالی که بارهای سخت یک اثر مثبتی در تقسیم نیروها دارند. در یک مطالعه طولانی‌مدت که توسط Bergendel و همکارانش انجام شد در میزان بقای ایمپلنت‌ها و فشارهای وارد شده به استخوان در آوردنچهرهای متکی بر ایمپلنت بین اتچمنت Bar و Ball تفاوتی مشاهده نشد. (۱۲)

در همین حال مطالعاتی دیگر که توسط Mericske-syern انجام شده بیان می‌کند که سیستم انکوریج در آوردنچرها اثر کمتری نسبت به آنچه قبلاً تصور می‌شده دارد و پارامترهای دیگری نظیر Super structure fit و اکلوزن می‌توانند میزان Loadge را بر روی ایمپلنت تعیین کنند. (۱۳)

در مطالعه حاضر از تکنیک نیمه سه‌بعدی فتوالاستیک که ترکیبی از روشهای دوبعدی و سه‌بعدی است استفاده می‌شود که در میان روشهای فتوالاستیک روش نیمه سه‌بعدی یکی از مناسبترین روشها برای آنالیز کردن الگوهای فشار است. (۱۴) در این مطالعه توسط آنالیز فتوالاستیک مقایسه‌ای بین اتصالات Ball، Bar و Zaag در انتقال فشار به ایمپلنت‌های متصل به آوردنچرها می‌شود. هدف از این مطالعه انتخاب بهترین نوع اتچمنت در آوردنچهرهای متکی بر ایمپلنت می‌باشد تا از مشکلات این گونه بیماران کاسته شود.

روش بررسی

روش مطالعه به صورت توصیفی و کارآزمایی آزمایشگاهی می‌باشد که بر روی مدل فتوالاستیک جهت بررسی نیروهای وارده به ایمپلنت حمایت کننده آوردنچر به همراه اتچمنت‌های Ball، Bar، Zaag می‌باشد. دو عدد ایمپلنت تایتانیومی (D3, Biohorizon implant system) به ابعاد ۹×۴ میلی‌متر و دو عدد اباتمنت‌های پلاستیکی (UCLA) قابل ریختن

تجربیات کلینیکی نشان می‌دهد که بعضی از بیماران با همه تمهیدات به کار گرفته شده نمی‌توانند پروتز کامل خود را تحمل کنند. برخی نیز ممکن است سالهای متمادی با پروتز خود سازگار باشند اما سرانجام به دلیل تغییرات قهقراپی بافتی دچار مشکل شوند. (۱)

نیازهای اجتماعی، تکامل تدریجی دندانیزشکی و تغییرات در روشهای درمانهای پروتزی، بیماران را به سمتی سوق داده است که خواسته‌های زیبایی، مضعی و راحتی افزایش یابد. (۲-۳)، یکی از روشهایی که کمک به بهبود این مشکلات می‌کند استفاده از ایمپلنت‌های دندانی می‌باشد. (۴)

هنگامی که یک دنچر کامل به یک آوردنچر متکی بر ایمپلنت تبدیل می‌شود عملکرد جویدن بهبود می‌یابد. (۵)

از آنجایی که آوردنچهرهای متکی بر ایمپلنت تحت تاثیر نیروهای اگزالی و Transverse قرار می‌گیرند طراحی آنها بایستی به گونه‌ای باشد تا حالت‌های مختلف بارگذاری را بخوبی تحمل کنند. بنابراین قبل از اینکه واحدهای گیر به صورت فردی مورد ارزیابی قرار گیرد، طراحی آنها به توجه خاصی نیاز دارد. (۶) و اساس انتخاب اتصالات نباید تنها بر مبنای گیر آنها باشد. بنابراین انتخاب اتصالات و اتچمنت‌هایی که فشارهای نامطلوب را به حداقل برسانند بسیار مهم است. (۷-۸)، بیشترین اتچمنت‌هایی که به همراه آوردنچرها به کار می‌روند به صورت اتچمنت‌های Ball و Bar می‌باشد که در این خصوص نظریات مختلفی در مورد اثر طراحی اتچمنت‌ها و میزان تماس بافتی یک آوردنچر مندیبل بر روی فشارهای وارد شده به ایمپلنت‌ها وجود دارد. (۹)

Menicucci (۱۰) و همکارانش اظهار داشتند که میزان فشار وارد شده به استخوان اطراف ایمپلنت در اتچمنت‌های Bar بیشتر از Ball بود. Mericske (۱۱) بیان کرد که نیروهای

نیروی بیست نیوتن بر سانتی متر مربع محکم گردید. سپس Bar مورد نظر برای قرارگیری بین اباتمنت‌ها بریده شد و به وسیله دستگاه سروپور (Paraskopm, bego) برای برقراری بین اباتمنت‌ها تنظیم گردید و توسط آکریل دورالی (Reliance dental mfg. com) ثابت شد. Bar طی فرایند جوش کاری توسط دستگاه (Laserstar, bego) به اباتمنت‌ها متصل شد. این دستگاه قادر به لحیم طلا می‌باشد. از آنجایی که در این مدل بافت نرم وجود نداشت، برای بازسازی آن به ضخامت سه میلی‌متر از سه لایه موم بیس پلیت (هر یک به ضخامت یک میلی‌متر) به عنوان Spacer استفاده شد تا اینکه در مراحل بعدی یک ضخامت یکسان برای مواد جانشین بافت نرم (President regular body, polyvinilsiloxane, colten, swiss quality for dentistry) ایجاد کند. در نواحی خلفی و ناحیه مولر اول مقداری از موم بیس پلیت به ابعاد 2×1 میلی‌متر برداشته شده تا استاپ جهت حفظ این فضا بعد از ساخته شدن دنچر فراهم گردد. روی اباتمنت‌ها ریلیف نشده است (به اندازه Space که روی Clip AH‌ها فضا وجود دارد) در نتیجه هنگام اعمال بار فشارها روی اباتمنت‌ها وارد می‌شود یعنی با فرض اینکه در نوع بار اتچمنت تنها از ایمپلنت حمایت استفاده شده است آزمایش فتوالاستیک انجام گردید در صورتی که از این نوع آوردنچر با بار اتچمنت انتظار می‌رود که Implant and tissue support باشد.

در این حالت از مدل فتوالاستیک به همراه موم بیس پلیت و ایمپلنت‌های متصل به Bar یک قالب سیلیکونی (Spidex, colten, swiss quality for dentistry) گرفته شد و قالب حاصل به همراه آنالوگ اباتمنت (4mm imp. analog biohorizon imp. sys) توسط گچ ریخته می‌شود. سپس یک بیس آکریلی ساخته شده دندانهای مصنوعی سی درجه (Ivoclar of north America Amherst, ny) در

(4 mm non hexed plastic aboutment biohorizon implant system) انتخاب گردید. اتچمنت‌ها شامل:

- 1.Bar attachment (Dolder resilient gold bar, sulzer dental Inc.)
 - 2.Ball attachment (O-ring attachment set 44 mm biohorizon imp. Sys.)
 - 3.Zaag attachment (Zaag implant attachment sys. Mfd by zest anchors, Inc for biohorizon implant system).
- Bar انتخاب شده از نوع Clip و Ovoid به صورت فلزی می‌باشد.

ابتدا از یک کست گچی فک پایین که از یک متدیبل نیمه تحلیل یافته بیمار بدست آمده بود به وسیله سیلیکون (RTV. 585 GH, Ghaffari Inc. Co) مربوط به ساخت مدل‌های فتوالاستیک، قالب‌گیری به عمل آمد و سپس قالب حاصل با رزین فتوالاستیک (2 PL - Photoelastic Division, Measurment Group Inc, Raleigh, nc) ریخته شد. محل‌های ایمپلنت‌ها در ناحیه کاین‌ها با فاصله هشت میلی‌متر از میدلاین انتخاب گردید. برای جایگذاری ایمپلنت‌ها ابتدا به وسیله Starter drill (122-103, Biohorizon Imp. sys) به وسیله محل مورد نظر ایمپلنت‌ها علامتگذاری شد و سپس به وسیله (Biohorizon Imp. Sys.) Depte Drill به ترتیب با قطرهای ۲، ۲/۵، ۳/۵ و ۳/۷۵ توسط جراح فک و صورت آماده و ایمپلنت‌ها در محل‌های مورد نظر قرار گرفتند.

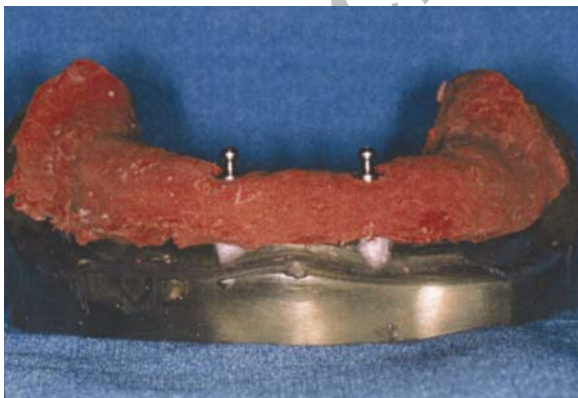
مراحل جایگزینی Bar

ابتدا اباتمنت‌های پلاستیکی در روی ایمپلنت‌ها قرار گرفته و تا ارتفاع مورد نظر (چهار میلی‌متر) کوتاه شدند. سپس به وسیله طلای type II (Firmilay, Jelenko, Armonk, ny) کست گردید و بر روی ایمپلنت‌ها منتقل شد و با (Biohorizon, imp. sys.) calibrated torque wrench

در مرحله بعد یک نیروی عمودی به میزان 30Lb (۱۶-۱۷) به صورت یک‌سویه بر روی سطح اکلوزال در ناحیه مولر اول وارد شد. فشارهای ایجاد شده که به بدنه ایمپلنت منتقل شده در زیر تله میکروسکوپ مورد ارزیابی قرار می‌گیرد و سپس همان میزان نیرو را در جهت مایل با زاویه ۴۵ درجه نسبت به افق به عنوان نیروهای مایل وارد کرده و مجدداً فشارهای حاصل بر روی بدنه ایمپلنت‌ها به وسیله تله میکروسکوپ ارزیابی می‌شود.

مراحل جایگذاری Ball

ابتدا مجموعه بار و اباتمنت‌های مربوطه به آن را از روی مدل باز کرده و سپس اتچمنت Ball بر روی هر دو ایمپلنت بسته می‌شود. پس از آن بافت نرم ساخته در مراحل قبل را مجدداً بر روی مدل قرار داده، Clip از داخل اوردنچر خارج شده و اوردنچر در محل دو اتچمنت ریلیف می‌شود و O. ring att. به وسیله آکریل سرماپخت (Meliodent bayer dental) (bayer uk limited) به اوردنچر متصل می‌شود. (شکل ۲)



شکل ۲: اتچمنت Ball بر روی مدل

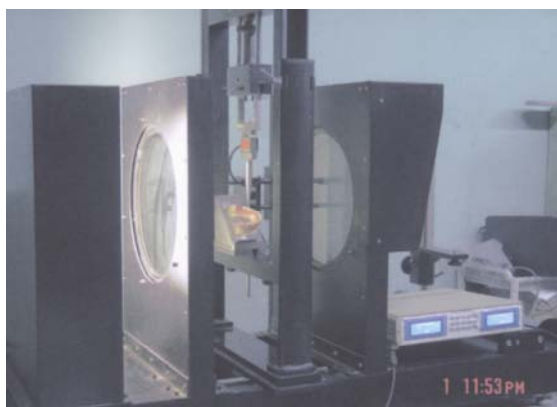
یک پلن افقی موازی با ریج در حالی که سنترال فوسا در امتداد کرسر ریج باشد، چیده می‌شود و کست گچی به همراه Bar and clip attachment و بیس شامل دندانها برای ساخت اوردنچر توسط روشهای مرسوم لابراتواری مفل گذاری گردید و توسط آکریل‌های گرماسخت (Meliodent, Bayer dental, Bayer uk, limited) پخته شد.

در این مرحله برای فرم دادن بافت نرم بین استخوان و دنچر که به میزان سه میلی‌متر (۱۵) در نظر گرفته شده بود و این فضا قبلاً توسط موم بیس پلیت حفظ گردیده بود، از قوام متوسط ماده قالب‌گیری (President regular body, Poly vinile siloxane, Colten) بدین ترتیب که ماده قالب‌گیری بین موم فتوالاستیک و دنچر قرار گرفت و بعد از سخت شدن بافت نرم توسط ماده قالب‌گیری President به ضخامت سه میلی‌متر مشابه‌سازی گردید. (شکل ۱)



شکل ۱: نمایی از Bar به همراه بافت نرم بر روی مدل

پس از آن اوردنچر همراه مدل فتوالاستیک بر روی قاب بارگذاری دستگاه فتوالاستیک (Model 060 series) iransmission polariscope قرار گرفت تا از یک وضعیت بدون تنش در مدل مطمئن شود. این وضعیت نشان دهنده Passive fit and alignment می‌باشد که با استفاده از پلاریسکوپ قابل مشاهده است.



شکل ۴: نمایی از دستگاه Load cell به همراه دستگاه فتوالاستیک

یافته‌ها

فشارهای وارده به سمت چپ و راست مولر اول، الگوی Fringe یکسانی را نشان داد بنابراین نتایج حاصله از سمت راست فقط ذکر می‌شود.

۱- آوردنچر متصل به بار با اعمال نیروی عمودی

هنگامی که نیروی 30Lb به مولر اول سمت راست به طور عمودی وارد گردید یک فشار فوری در بدنه ایمپلنت‌های Ipsi lateral و Contra lateral مشاهده شد. در این حالت دو Fringe order نشان دهنده فشار در ناحیه اپیکالی ایمپلنت همان سمت Ipsi lateral و یک Fringe order در ناحیه اپیکالی ایمپلنت مقابل Contra lateral مشاهده گردید. در این فشار ایجاد شده در ناحیه ریج بی‌دندانی تنها در سمت اعمال نیرو مشاهده گردید و به سمت مقابل منتقل نشد.

۲- آوردنچر متصل به بار با اعمال نیروی مایل

با اعمال 30Lb به مولر اول در زاویه ۴۵ درجه، الگوهای رنگی مشاهده شده نسبت به حالت قبل فشار بیشتری را نشان دادند و تمرکز الگوهای رنگی مشاهده شده بیشتر بود، به این صورت که Fringe نزدیکتر به هم تشکیل شده بودند، همچنین الگوهای فشار به غیر از ناحیه اپیکالی در یک دوم میانی Ipsi

مدل فتوالاستیک در داخل دستگاه فتوالاستیک قرار گرفته تا مطمئن بود در مدل رزینی هیچ فشاری وجود ندارد. سپس نیروها همان گونه که برای اتچمنت بار توضیح داده شد، وارد گردید و نتایج پخش نیروها بر ایمپلنت‌ها در زیر تله میکروسکوپ در دو حالت عمودی و مایل ارزیابی شد.

مراحل جایگذاری Zaag

ابتدا مجموعه بال و O. ring از روی مدل و دنچر باز شده، سپس قسمت مادگی اتچمنت Zaag به روی ایمپلنت منتقل گردید و قسمت نری مدل فتوالاستیک به همراه اتچمنت Zaag مجدداً در داخل دستگاه فتوالاستیک ارزیابی گردید تا مطمئن شد هیچ فشاری در مدل وجود ندارد. (شکل ۳)

در مرحله بعد نیروها همان طور که برای اتچمنت Ball توضیح داده شد، وارد شده و نتایج پخش نیروها بر ایمپلنت‌ها در زیر تله میکروسکوپ در دو حالت عمودی و مایل ارزیابی گردید.

مقدار نیروی اعمال شده به مدل در هر یک از وضعیتها توسط بارنمای الکتریکی (Load cell) اندازه‌گیری شد. دستگاه قادر است تا حداکثر 200 LB را اندازه‌گیری نماید که در این مطالعه در تمام نمونه‌ها نیروی 30 LB وارد شد. (شکل ۴)



شکل ۳: اتچمنت Zaag بر روی مدل

کمتری به ایمپلنت‌ها وارد شده است. همچنین میزان فشار منتقل شده به ناحیه ریح بی‌دندانی به طور وسیعی در میان ریح پخش گردید.

۶- آوردنچر متصل به Ball با نیروی مایل

در این حالت تعداد Fringe order مشاهده شده با حالت آوردنچر متصل به Zaag با نیروی مایل تفاوتی نداشت و تنها Fringe order (الگوهای رنگی) دورتر از هم تشکیل شدند که میزان فشار کمتری منتقل کرده است. در این حالت هم مثل حالت‌های قبلی هیچ فشاری به ناحیه ریح بی‌دندانی منتقل نگردید. (جدول ۱)

در این شرایط الگوهای Fringe order دارای تمرکز بیشتری نسبت به حالت عمودی هستند و همچنین در این حالت در یک سوم میانی ایمپلنت Ipsi lateral هم الگوهای فشار ایجاد شد.

تمرکز الگوهای رنگی ایجاد شده نسبت به سه کمتر می‌باشد.

تمرکز الگوهای رنگی ایجاد شده نسبت به حالت چهار کمتر می‌باشد.

در هیچ یک از حالات اعمال نیرو الگوهای فشار در سمت مقابل اعمال نیرو دیده نشد.

lateral مشاهده گردید ولی در ایمپلنت Contra lateral فشاری منتقل نشد. در این حالت هیچ فشاری در ناحیه بی‌دندانی مشاهده نگردید.

۳- آوردنچر متصل به Zaag با اعمال نیروی عمودی

با اعمال 30Lb در ناحیه مولر اول یک عدد Fringe order در ناحیه اپیکالی Ipsi lateral مشاهده گردید و نصف Fringe order در ناحیه اپیکال ایمپلنت Contra lateral مشاهده شد. در این حالت فشار منتقل شده به ناحیه ریح بی‌دندانی سمت اعمال نیروی در ناحیه نزدیک به ایمپلنت Ipsi lateral تمرکز یافت.

۴- آوردنچر متصل به Zaag با اعمال نیروی مایل

با اعمال 30Lb به مولر اول در زاویه ۴۵ درجه تعداد الگوهای رنگی مشاهده شده با حالت قبلی تفاوتی نداشت فقط تمرکز بیشتر آنها و نزدیکتر تشکیل شدن آنها بیانگر میزان فشار بیشتر بر روی ایمپلنت است. در این حالت هم هیچ فشاری به ناحیه بی‌دندانی منتقل نگردید.

۵- آوردنچر متصل به بال با نیروی عمودی

با اعمال نیروی 30Lb تعداد الگوهای مشاهده شده مثل آوردنچر متصل به Zaag با نیروی عمودی بود ولی تمرکز Fringe order کمتر شده و نشان دهنده این است که فشار

جدول ۱: یافته‌های مطالعه حاضر

تعداد Fringe order			جهت نیروی وارده	طرح آوردنچر
ریح بی‌دندانی سمت اعمال نیرو IV	Contra lateral	Ipsi lateral		
+	۱	+	عمودی	۱- آوردنچر متصل به بار
-	-	*۲	مایل	
++	۱/۲	۱	عمودی	۲- آوردنچر متصل به Zaag
-	۱/۲	۱	مایل	
++	۱/۲	۱	عمودی	۳- آوردنچر متصل به بال
-	۱/۲	۱	مایل	

بحث

دورتر است نیروی کمتری را به ایمپلنت منتقل می‌کند. نتایج حاصل از این مطالعه لابراتواری با مطالعات قبلی بر روی دندانهای طبیعی دارای تفاوتها و تشابهاتی می‌باشد. Caputo, Thayer بیان کردند (۱۹) که Dolder bar فشار کمتری ایجاد کرده و همچنین باعث تقسیم شدن فشار اکلوزالی در میان قوس می‌شود. در همین حال Merickske-stern و همکارانش (۲۰) در یک آزمایش پیژوالکتریک مشاهده کردند که در اعمال نیروهای عمودی، نیروهای بیشتری در اتچمنت‌های منفرد به صورت تلسکوپ نسبت به Ball attachment به بدنه ایمپلنت‌ها وارد می‌شود که با نتایج مطالعه حاضر همخوانی دارد. نتایج این مطالعه با تحقیق Kenny در سال ۱۹۹۸ (۲۱) با وجودی که نتایج تحقیق Kenny براساس مشاهده چشمی بوده و نیروهای اعمال شده علاوه بر نیروهای فانکشنال، نیروهای غیرفانکشنال را نیز در بر گرفته است، مطابقت دارد.

نتایج این مطالعه با تحقیق Menicucci در سال ۱۹۹۸ (۱۰) با وجود اینکه تحقیقات ایشان بر مبنای مطالعات Finite element بوده و نتایج آن تنها از طریق محاسبات ریاضی بدست آمده که نمی‌تواند به طور کامل پیچیدگی حیطه بیولوژیک را در بر گیرد نیز همخوانی دارد.

نتایج این مطالعه با تحقیق Masahiro در سال ۲۰۰۳ (۲۲) نیز که از مدل فتوالاستیک استفاده کرده بود مطابقت دارد. در ضمن نتایج این بررسی با مطالعه Sadowsky در سال ۲۰۰۰ (۱۸) که بر روی آوردنچرهای متکی بر ۱-۴ ایمپلنت استفاده شده بود نیز مطابقت دارد.

همچنین نتایج بدست آمده با تحقیق Porter در سال ۲۰۰۲ (۲۳) و همکاران که از یک مدل فتوالاستیک به همراه دو ایمپلنت بود نیز مطابقت داشت.

تحقیق Bergendel در ۱۹۹۸ (۱۲) به صورت یک آزمایش بالینی بوده است و از آنجایی که تمام عوامل مداخله‌گر در این

مدل فتوالاستیک که در این مطالعه به کار رفته است متشکل از یک رزینی است که باید هم حالت پرپودنشیوم را بیان کند و هم بیانگر اینتگریشن کامل ایمپلنت‌ها باشد. هر چند که اختلافی بین استخوان کورتیکال و مدولاری از نظر اینتگریشن وجود ندارد ولی میزان شدت نیروهای تمرکز یافته در این دو ناحیه متفاوت است و اساساً میزان تمرکز فشارها در دو حالت تغییر نمی‌کند، بنابراین مقایسه فشارهای ایجاد شده به وسیله طرحهای مختلف پروتز به وسیله مدل فتوالاستیک ممکن می‌باشد. (۱۸)

در این مطالعه بیشترین میزان اختلاف در الگوهای فشاری ایجاد شده بر روی ایمپلنت‌ها توسط نیروهای اعمال شده به صورت عمودی در همه گروههای اتچمنت مشاهده گردید. اتچمنت‌های منفرد استفاده شده که شامل Ball attachment و Zaag attachment می‌باشد، فشارهای کمتری را نسبت به Bar attachment به ایمپلنت‌ها وارد می‌کنند. در این حالت میزان چرخش اتچمنت‌های منفرد حول بدنه ایمپلنت بیشتر می‌باشد. در نتیجه فشارها به میزان بیشتری در ریح مجاور ایمپلنت‌ها پخش می‌شود و حداقل فشار در ایمپلنت‌ها به چشم می‌خورد.

در مقایسه بین اتچمنت‌های منفرد مشاهده شد که اتچمنت Zaag که به صورت طرح Intra radicular می‌باشد نسبت به اتچمنت بال که جز دسته Era att. می‌باشد نیروی بیشتری را به اطراف ایمپلنت در هر دو حالت عمودی و مایل وارد می‌کند، در اتچمنت Zaag به خاطر طرح اینتراردیکولار بودن آن، Key way نسبت به اباتمنت ایمپلنت اپیکالی‌تر قرار گرفته و به ریح آلونولار نزدیکتر می‌باشد. ولی در مورد Extra attachment به خاطر extra radicular key way نسبت به اباتمنت ایمپلنت بالاتر قرار گرفته و همچنین از سطح استخوان

۱- اعمال نیرو در وضعیت عمودی و افقی استفاده از اتچمنت Bar-clip نسبت به سایر اتچمنت‌های استفاده شده در این آزمایش فشار بیشتری به بدنه ایمپلنت و استخوان مجاور وارد می‌کند.

۲- در اعمال نیرو به صورت عمودی در تمام سیستم‌های اتچمنت به کار رفته در این آزمایش لابراتواری فشار در ناحیه ریج بی‌دندانی مشاهده شد ولی در اعمال نیرو به صورت مایل در هیچ کدام از حالات آزمایش شده فشاری در ناحیه ریج بی‌دندانی مشاهده نگردید.

۳- در تمامی سیستم‌های اتچمنت آزمایش شده در این مطالعه با اعمال نیروی مایل فشار بیشتری در بدنه ایمپلنت‌ها ایجاد شد یعنی نیروهای مایل سبب افزایش فشارها در ایمپلنت‌ها می‌شوند.

۴- در مقایسه بین سیستم اتچمنت منفرد استفاده شده در این آزمایش مشخص شد که اتچمنت نوع Zaag به میزان بیشتری نسبت به اتچمنت Ball باعث انتقال نیرو به بدنه ایمپلنت در هر دو حالت اعمال نیرو به صورت عمودی و مایل می‌شود.

۵- هیچ یک از سیستم‌های اتچمنت در این آزمایش باعث انتقال نیرو به ریج بی‌دندانی سمت مقابل اعمال نیرو نگردید.

۶- بیشترین میزان اختلاف در الگوهای فشار ایجاد شده بر روی ایمپلنت‌ها، توسط نیروهای اعمال شده به صورت عمودی در همه گروه‌های اتچمنت مشاهده گردید.

۷- پخش فشارها در ناحیه ریج بی‌دندانی سمت اعمال نیرو و در اتچمنت Ball بیش از سایر اتچمنت‌ها مشاهده گردید.

مطالعه مثل طولهای مختلف ایمپلنت در بیماران مختلف حذف نشده است و یکی از معیارهای ارزیابی این مطالعه بر اساس ارزشیابی موضوعی بوده که از بیماران در مورد کفایت و کارایی آوردنچر مستقیماً سوال شده است و پاسخ آنها یکی از معیارهای سنجش بوده که خیلی قابل اعتماد نمی‌باشد، نتایج با مطالعه حاضر همخوانی ندارد.

در همین حال Mericske در سال ۱۹۹۶ (۱۱) در تحقیق خود از دستگاه پیزوالکتریک استفاده کرد. مطالعه او به صورت بالینی انجام گرفته است و تنها از پنج بیمار استفاده کرده و آزمایش‌های خود را انجام داده است. از آنجایی که این مطالعه به صورت بالینی بوده و نتوانسته که تمام عوامل مداخله‌گر را حذف کند و تنها پنج بیمار نیز بررسی شده است، این تعداد بیمار برای انجام چنین مطالعه و تعمیم دادن آن برای تمام بیماران کافی نمی‌باشد و این بررسی با مطالعه حاضر مطابقت ندارد.

مطالعه Otterli در سال ۲۰۰۱ (۲۴) به صورت بالینی بر روی بیماران انجام گرفت و نتایج بدست آمده به صورت ثبت پارامترهای کلینیکی اطراف ایمپلنت‌ها و تغییرات در سطح پروبینگ انجام گرفت و هیچ گونه ارزیابی بر روی استخوان اطراف ایمپلنت‌ها انجام نشده است، نتایج بدست آمده تنها بر مبنای مشاهدات کلینیکی بوده است و با مطالعه حاضر مطابقت و همخوانی ندارد.

نتیجه‌گیری

با در نظر گرفتن محدودیتهای ناشی از این آزمایش لابراتواری نتایج زیر بدست آمد:

REFERENCES:

1. Zarb's prosthodontic treatment for edentulous Patients. 11 ed. Philadelphia: Mosby Inc;2004,Chapter29 :518.
2. Branemark PL, Adeel R, Breine U, Honsson, Linodstrom J, OhlsssoA. Intra- osseous anchorage of dental prostheses. exp studies. Scand J Plast Reconst Surg 1969;3(2):81-100.

3. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: surgical results. *J Prosthet Dent* 1990;63(4):451-457.
4. Jemt T, Stalldad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete overdentures to osseointegrated overdentures. *J Prosthet Dent* 1986;55(5):357-361.
5. Josef A, Porter, Jr, Vichic MS, Petropoulos Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(5):651-662.
6. Preiskel WH. *Overdentures made easy: A guide to implant and root supported prosthesis*, Chicago: Quintessence Pub Co; 1996, Chap 6,109-118.
7. Petropoulos VC, Smith W, Kousevelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(2):176-185.
8. Davis DM. The role of implants in treatment for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1990;3(1):42-50.
9. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous Jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(4):387-416.
10. Menicucci, Giulio M, Massimo L, Paolo P, Giulio P. Mandibular implant retained overdenture: Finit element analysis of two anchorage systems. *Scand J Dent Res* 1998;13(3):369-376.
11. Mericske - Stern R, Piattim SG. 3- D in - vivo force measurements in mandibular implants supporting overdentures: A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(4):387- 96.
12. Bergendal T, Engquist B. Implant- supported overdentures. A longitudinal prospective study. *Int Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):253-62.
13. Mericske SR. Three - dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball- shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):36-43.
14. Dally LW, Riley WF. *Experimental stress analysis*. New York: Mc Grawhill Inc; 1985,217- 272.
15. Besimo CH, KeMPF B. In - vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. *J Rehabil* 1995;22(6):691-8.
16. Mericske - SR, Zarb GA. In - vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):153-61.
17. Harldson T, Zarb G. A 10 - year follow up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scan J Dent Res* 1998;96(3):243-52.
18. Sadowsky J, Caputo. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular Implant, retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):327-34.
19. Thayer HM, Caputo AA. Effects of overdentures upon remaining oral structures. *J Prosthet Dent* 1977;37(4):374-81.
20. Mericske SR, Assal P, Buergin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in - vitro and in - vivo. A methodological study. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(4):378-86.
21. Kenney R, Mark W, Richards. Photoelastic stress patterns produced by implant- retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):559-64.
22. Masahiro T, Yasuguki M, Kigoshi 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):128-134.

23. Porter J. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(5):651-662.
24. Oetterli M, Kiener P, Mericske S. A longitudinal study on mandibular Implants supporting an overdentures: The Influence of retention mechanism and anatomic- Prosthetic Variable on Peri implant parameters. *Int J Prosthodont* 2001;14(6):536-542.

Archive of SID