

# مقایسه توزیع استرس در پروتزهای ثابت باند شونده با اتصال یک طرفه و دو طرفه

دکتر محمد شیشه‌ساز<sup>\*</sup>، دکتر اسدالله احمدزاده<sup>۲</sup>، شهاب شهیدی<sup>۳</sup>

## چکیده

**مقدمه:** یکی از مشکلات اصلی در تحلیل فشار پروتز دندانی با مواد طبیعی جدید، شکل نامشخص آنهاست. هدف از این مطالعه تعیین اثر لیگامنت ها و نیز تغییر ماده‌ی چسباننده بر توزیع تنش در پروتزهای ثابت دندانی از نوع اتصال یکطرفه و دو طرفه بود.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه مدل اجزای محدود، در ساخت مدل‌های فیزیکی از دندان‌های طبیعی استفاده شد. سپس از مدل و پروتز مربوطه تصویر سه بعدی تهیه شد و مدل اجزاء محدود جهت اعمال شرایط مرزی و بارگذاری استخراج گردید. سپس تنش برشی، تنش فون مایسز و جابجایی در دندان و سیمان چسباننده پروتز محاسبه شد.

**یافته‌ها:** در پروتز ثابت اتصال دو طرفه، Z100 بیشترین تنش فون‌مایسز را به خود اختصاص داده و با افزایش ضریب کشسانی مواد چسباننده، تنش فون‌مایسز در آنها افزایش یافت. ماده چسباننده Panavia2 در رتبه دوم قرار داشت. با بارگذاری مشابه، تنش‌های فون مایسز کمتری در دو ماده‌ی Variolink و C&B رخ داد. همچنین، تنش برشی در دو ماده‌ی Panavia2 و Z100، با حذف لیگامنت‌ها ۰/۲٪ افزایش یافت. در پروتز اتصال یک طرفه ماده چسباننده‌ی Z100 بیشترین تنش را نشان داد. ماده چسباننده Panavia2 نیز در رتبه دوم قرار داشت. در صورت حذف لیگامنت‌ها در این نوع پروتز، بر خلاف اتصال دو طرفه، تنش در کلیه‌ی مواد چسباننده اندکی کاهش می‌یابد. اثر لیگامنت‌های دندانی بر جابجایی پروتزهای ثابت اتصال یک طرفه بیش از اثر مشابه در پروتزهای ثابت اتصال دو طرفه بود.

**نتیجه‌گیری:** طبق نتایج مطالعه حاضر، تنش در پروتز اتصالات دو طرفه کمتر از تنش در اتصالات یک طرفه است. همچنین، اگر چه تنش‌های فون مایسز و برشی در دو ماده‌ی چسباننده‌ی Panavia2 و Z100 بیش از دو ماده‌ی Variolink و C&B است ولی به دلیل شباهت بیشتر ضریب کشسانی و ضریب پواسون آنها با عاج دندان جابجایی کمتری در پروتز ایجاد می‌کنند.

**کلید واژه‌ها:** سی‌تی اسکن، تحلیل اجزای محدود، طراحی پروتز

\*.استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی

مهندسی، دانشگاه شهید چمران، اهواز، ایران

(مؤلف مسؤول)

mshishehsaz@scu.ac.ir

۲. استادیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده‌ی

دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اهواز، اهواز،

ایران

۳. کارشناس ارشد، مهندسی مکانیک،

دانشگاه شهید چمران، اهواز، ایران

این مقاله در تاریخ ۹۳/۱۰/۸ به دفتر

مجله رسیده، در تاریخ ۹۴/۱/۱۹ اصلاح

شده و در تاریخ ۹۴/۳/۵ تأیید گردیده

است.

مجله دانشکده دندان پزشکی اصفهان

۱۳۹۴؛ ۱۱(۴): ۳۰۲-۳۱۶

## مقدمه

تحلیل اثر نیروهای اکلوژی بر روی دندان مشکلات خاص خود را دارد. از جمله این مشکلات تنوع در ساختار و شکل دندانهای انسانها می باشد. محققین متعددی چه به صورت آزمایشگاهی و چه به کمک تصاویر سی تی اسکن از دندان، کارکرد پروتزیهای مختلف و نیز توزیع تنش در آنها را بررسی نموده اند [۸-۱].

Dunne و Millar [۱] ۳۸۲ پروتز را در بازه زمانی ۵ ماه تا ۸ سال مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که میزان جدا شدن پروتزیهای اتصال دو طرفه بیشتر است. در تحقیقی مشابه توسط Hussey و همکاران [۲] میزان گیر پروتزیهای اتصال یک طرفه ۸۳٪ بیش از پروتزیهای اتصال دو طرفه گزارش گردید. Schwartz و همکاران، نشان دادند که پروتزیهای اتصال یک طرفه طول عمر و ماندگاری بیشتری نسبت به اتصال دو طرفه دارند [۳]. Decock و همکاران [۴]، ۱۳۷ پروتز اتصال یک طرفه را مورد بررسی قرار دادند. در گزارش آنها میزان موفقیت کلی این پروتزها ۷۰٪ گزارش شد. Djemal و همکاران [۵]، ۸۳۲ پروتز متصل شده توسط رزین را طی ۱۵ سال مورد مطالعه قرار داده و به این نتیجه رسیدند که هر چه تراش دندانهای کنار یک ناحیه بی دندانی کمتر باشد طول عمر پروتز بیشتر است. Foster [۶] پس از بررسی بیش از ۱۶۰۰ بیمار گزارش داد که پروتزیهای اتصال یک طرفه دو واحدی، طول عمر بیشتری نسبت به پروتزیهای اتصال یک طرفه سه واحدی و اتصال دو طرفه دارند.

Briggs و همکاران [۷] در پژوهش خود به بررسی مزیت های پروتزیهای اتصال یک طرفه پرداختند. آنها به این نتیجه رسیدند که اگر پروتز اتصال یک طرفه دچار شکست گردد، اتصال دوباره آن باعث موفقیت و ماندگاری طولانی مدت آن خواهد شد. Creugers و همکاران [۸]، ۲۰۳ پروتز یک طرفه متصل شده با رزین را بر روی بیماران مورد ارزیابی قرار دادند. آنها به این نتیجه رسیدند که پروتزیهای قدامی دوام بیشتری نسبت به پروتزیهای خلفی اتصال یک طرفه دارند.

تحقیقات مشابهی در مورد استحکام پروتزیهای اتصال یک طرفه توسط دیگر محققین به انجام رسیده است. Naomi و همکاران [۹] در ژاپن یک تحقیق ۹ ساله بر روی یک پروتز

اتصال یک طرفه که جایگزین دندان ثنایای فک بالا (دندان شماره یک) بود، جهت بررسی ماندگاری این پروتز انجام دادند. این پروتز بعد از ۸ سال دچار شکست از لبه دندان جایگزین گردید و نتیجه گرفتند که برقراری ارتباط درست و قرارگیری درست پونتیک و ارتباط با فک مقابل در شکست و یا عدم شکست نقش مؤثری دارد.

Crothers و همکاران [۱۰] از پروتز اتصال یک طرفه برای بیماران خود استفاده نموده و دریافتند نواحی گیر پروتز که از طریق نیکل و کروم در دو سر پونتیک تأمین می گردد خود سبب شروع پوسیدگی دندانی و خرابی دندانهای اطراف ناحیه بی دندانی می گردد. در این تحقیق شکست پروتزیهای اتصال یک طرفه به تعداد دندانهای پایه بستگی داشت.

Cheung و همکاران [۱۱] میزان شیوع و علل شکست پروتز اتصال یک طرفه را بررسی نمودند. آنها ۱۴۳ بیمار با پروتزیهای اتصال یک طرفه را که در طول ۶ سال به این بیمارستان مراجعه می کردند مورد بررسی قرار دادند. از تعداد ۱۶۹ پروتزی که برای این بیماران استفاده شده بود (با میانگین زمانی ۳۵ ماه) ۳۵ عدد از آنها شکست خورده بود. علت عمده این شکست از دست رفتن گیر و افزایش درد بیماران گزارش شد. میزان شکست پروتزیهای اتصال یک طرفه خلفی در سال ۴/۴ درصد گزارش شده و در نهایت جایگزینی دندان نیش با پروتز اتصال یک طرفه خطرناک و شکست پذیر اعلام گردید.

Walton و Gardner [۱۲] طول عمر پروتزیهای اتصال یک طرفه را تنها ۳/۷ سال برآورد کردند و میزان شکست این پروتزها را بالا دانستند و پوسیدگی دندانی را بیشترین علت شکست این نوع پروتز اعلام کردند. Karlsson [۱۳] در تحقیقی بالینی به بررسی پروتزیهای ثابت اتصال دو طرفه در ۹۷ بیمار پرداخت. تعداد پروتزیهای اتصال یک طرفه و دو طرفه این بیماران در کل ۱۴۰ عدد بود که ۲۴ عدد آنها دچار شکست گردیده و جدا شدند. شکست درمان در پروتزیهای اتصال یک طرفه بیشتر از اتصال دو طرفه اعلام گردید.

Stockton [۱۴] پس از بررسی ماندگاری پروتزیهای اتصال دو طرفه و یک طرفه به این نتیجه رسید که زمان درمان بیمار و جایگزینی دندان از طریق پروتزیهای اتصال یک طرفه طولانی بوده و ماندگاری این پروتز و زیبایی حاصل از آن کمتر

اتصال دو طرفه بررسی شده است. در هیچ یک از مقالات و تحقیقات ذکر شده اثرات لیگامنت ها و نیز تغییر سمان بر توزیع تنش در پروتزهای مذکور بررسی نشده است.

## مواد و روش‌ها

### مدل فیزیکی پل دندانی

در این تحقیق از نوع روش اجزای محدود (Finite Element) ابتدا مدل فیزیکی پروتز دندانی بر اساس ترتیب قرارگیری دندان‌های فک بالا چپ ساخته شد. این مدل از دندان نیش طبیعی، دندان آسیای کوچک دوم طبیعی، پروتز (پونتیک و نگه دارنده از نوع اتصال دو طرفه) و پایه گچی ساخته شده است. قالب فیزیکی پل دندانی با دو پایه، واحدی اساسی برای قالب‌های عناصر محدود سه بعدی در این تحقیق می‌باشد. در مدل ساخته شده، دندان نیش فک بالا توسط پونتیک به دندان آسیای کوچک دوم چسبیده است. به منظور جلوگیری از انعکاس اشعه و وضوح عکس‌های گرفته شده از مدل ساخته شده در هنگام سی تی اسکن، در نگهدارنده پروتز، موم جایگزین آلایژ نیکل-کروم شده است. عکس‌های گرفته شده بعداً به نرم افزار Rapid form XOR3 جهت تهیه مدل سه بعدی دندان منتقل شدند.

### سی تی اسکن مدل پل دندانی

پس از تهیه مدل مجازی، به کمک دستگاه سی تی اسکن از هر دو مدل اتصال یک طرفه و دو طرفه با دقت ۰/۱ میلیمتر عکس‌برداری گردید. دلیل استفاده از سی تی اسکن به خاطر دقت عمل بالای تصویر برداری آن است چرا که هر چه تعداد عکس‌های گرفته شده در برش‌های مختلف به هم نزدیک تر و با وضوح بیشتری گرفته شوند مدل سه بعدی دقیق‌تری حاصل خواهد شد. از مدل‌های آماده شده، ۸۷۵ عکس در زوایای صفر تا ۳۶۰ درجه گرفته شد. عکس‌های گرفته شده از مدل به صورت طولی و عرضی در کنار هم قرار داده شده و شکل سه بعدی مدل استخراج گردید (شکل ۱). در ادامه فرآیند مدل‌سازی مجازی، اطلاعات سی تی اسکن به نرم افزار Rapid form XOR3 منتقل گردیدند. در این نرم افزار، عکس‌های دو بعدی گرفته شده از سه نما در محیطی سه بعدی بر یکدیگر مونتاز شدند تا نمایی سه بعدی از جسم مورد نظر حاصل شود.

از پروتزهای اتصال دو طرفه است. Chan و Barnes [۱۵] هر دو پروتز اتصال یک طرفه و دو طرفه را در جایگزینی ثنایای فک بالا مورد استفاده قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که پروتزهای اتصال یک طرفه از نظر موفقیت مشابه پروتزهای اتصال دو طرفه می‌باشند. Leempoel و همکاران [۱۶] در تحقیقی بر روی ۱۶۷۴ پروتز به این نتیجه رسیدند که سن و جنس بیماران، مقدار پونتیک پروتز، چگونگی ترمیم و نوع پروتز (اتصال یک طرفه یا دو طرفه) تفاوت ملموسی در شکست آن ایجاد نمی‌کند.

Lin و همکاران [۱۷] در تحقیقی با استفاده از تصاویر سی تی اسکن از دندان و ایجاد مدل اجزای محدود آن، میزان تنش حاصل در دندان را جهت جدا شدن اتصال دندان پایه پروتز اندازه‌گیری کردند. Oruc و همکاران [۱۸] جهت ارزیابی توزیع نیرو بر پروتزهای ۵ واحدی بر دندان‌های سوم، پنجم و هفتم از روش اجزای محدود استفاده نمودند و نشان دادند که بیشترین میزان تنش بر روی دندان پنجم که ستون میانی پروتز بود، رخ می‌دهد. Wassell و Giuseppe [۱۹] اثر ضخامت سمان Panavia2 را در چسباندن پروتزهای دندانی بررسی نمودند و به این نتیجه رسیدند که این ماده در ضخامت‌های متفاوت کمتر از ۰/۸ میکرومتر تأثیر چندانی در تحمل نیرو توسط پروتز ندارد. Chun و Jian [۲۰] با استفاده از مهندسی معکوس و به کمک روش اجزای محدود، دو نوع پروتز را برای دندان‌های قدامی با طول متفاوت با هم مقایسه نمودند و نشان دادند که شکست نگهدارنده در پروتز اتصال یک طرفه تنها به علت نامناسب نیست و تحت تأثیر ساختار پروتز و نیروهای وارد بر آن می‌باشد. در کلیه مراجع فوق، بریج‌ها از نوع باند شونده بوده‌اند.

در این تحقیق، کاربرد پروتزهای اتصال یک طرفه و دو طرفه با استفاده از سمان‌های مختلف Z100، Panavia2، C&B و Variolink (جدول ۱) بررسی گردیده و با هم مقایسه شده‌اند. بریج‌های ساخته شده از نوع سمان شونده بودند. فشار اعمال شده در نقاط مختلف پروتز، همانطور که در ادامه آورده شده برابر ۶۰/۲، ۲۲/۷۶، ۲۲/۶۶، ۳۵/۱۰ و ۱۳/۰۲ مگاپاسکال است. اثر حضور لیگامنت دندان ها نیز بر توزیع تنش در پروتز برای هر یک از دو مدل اتصال یک طرفه و

### مدل‌های اجزای محدود

قبل از تهیه مدل‌های اجزای محدود، ابتدا خصوصیات مکانیکی مواد ترمیمی و دندان‌ها بر اساس جدول ۲ مشخص شدند و سطوح تماس اجزای مختلف هر مدل، از قبیل سطوح تماس پوتیک با ماده‌ی چسباننده (adhesive)، ماده‌ی چسباننده با مینا، مینا با عاج، عاج با کانال عصب، عاج با لیگامنت‌ها و کانال عصب با لیگامنت‌ها تعریف گردید. به دلیل روش انتخاب شده در تحلیل مسئله روش اجزای محدود یا (Finite Element Method) لازم است تا اندازه‌ی مناسب المان در شبکه بندی انتخاب شود. بدین منظور به کمک نرم افزار ANSYS Workbench V11 از شبکه بندی‌های مختلفی استفاده شد. بهترین همگرایی در تنش‌ها به ازاء شبکه بندی ۰/۸ میلیمتری رخ داد، در نتیجه از این عدد برای شبکه بندی مدل استفاده شده است. المان حجمی مورد استفاده در این تحقیق Solid187 و المان‌های تماسی Contact174 و Target170 می‌باشند. شکل‌های ۳ و ۴ به ترتیب مدل‌های مجازی شبکه بندی شده پروتز اتصال یک طرفه و دو طرفه را جهت تحلیل تنش نشان می‌دهند.

### تعیین شرایط مرزی و بارگذاری

در خلال عمل جویدن، فک پایین بر روی فک بالا حرکت می‌کند و در یک لحظه بیشترین فشار بر روی پروتز اعمال می‌شود. مقدار این فشارها بر اساس جدول ۳ بر روی دندان آسیای کوچک دوم، نیش و پروتز و نحوه‌ی اعمال آنها مطابق شکل ۵ است.

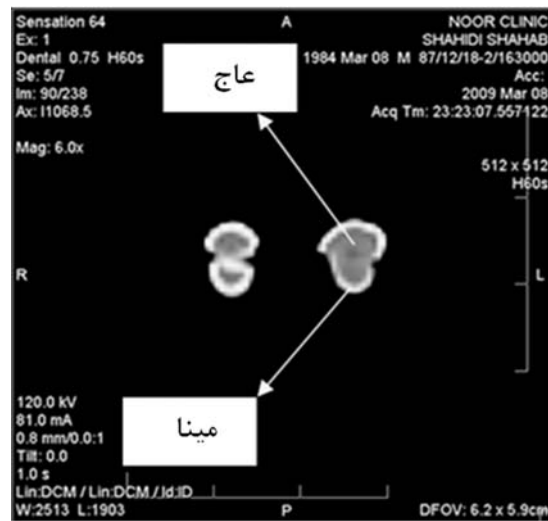
شکل ۱ نمایی از مدل دندان‌ها و پل آن‌ها را در نرم افزار Rapid form XOR3 نمایش می‌دهد. پس از تشکیل نمای سه بعدی دندان، این مدل به نرم افزار Solid works 2005 منتقل شده تا مدل حجمی قابل رویتی حاصل شود.

### مدل‌های حجمی

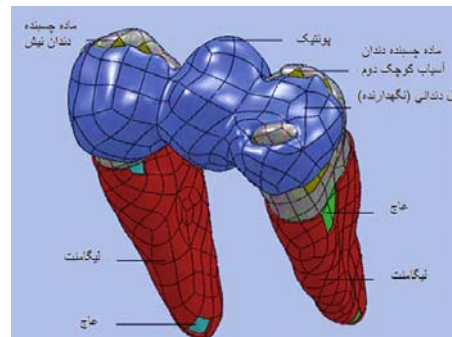
مدل‌های مجازی منتقل شده به Solid works 2005 از سه قسمت اساسی تشکیل شده اند. قسمت اول شامل پروتز است که در برگیرنده‌ی پوتیک و پل اتصال دو طرفه است. قسمت‌های دوم و سوم به ترتیب شامل دندان‌های نیش و آسیای کوچک دوم می‌باشند. پس از فراخوانی مدل مورد نظر در این نرم افزار، ماده‌ی چسباننده به ضخامت ۰/۰۵ میلیمتر و ضخامت لیگامنت‌ها که از ۱۷۲ دندان از فک‌های ۱۵ انسان جمع آوری شده بود [۲۱] به شرح زیر انتخاب و به مدل اضافه شدند. ۰/۲۱ میلیمتر از ۸۳ دندان برای گروه سنی ۱۶-۱۱ سال، ۰/۳۱ میلیمتر از تعداد ۱۸ دندان برای گروه سنی ۳۰-۲۴ سال، ۰/۱۸ میلیمتر از میان ۳۶ دندان برای گروه سنی ۵۰-۳۲ سال، و ۰/۱۵ میلیمتر از میان ۳۵ دندان برای گروه سنی ۶۷-۵۱. بدین ترتیب نمای نهایی مدل مجازی مورد نظر اتصال دو طرفه پس از مونتاژ نهایی مطابق شکل ۲ آماده گردید. مدل پروتز اتصال یک طرفه طی مراحل مشابه به مراحل فوق تهیه گردید. تفاوت بین این دو مدل مجازی در اتصال پروتز به دندان می‌باشد.

جدول ۱: لیست مواد مورد استفاده در این بررسی

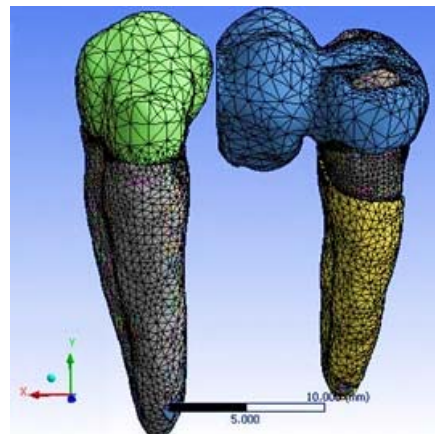
| نام ماده      | کارخانه سازنده                                         |
|---------------|--------------------------------------------------------|
| Z100          | 3M/ESPE, St Paul, MN, USA                              |
| Panavia 2.0   | Kuraray Dental, Tokyo, Japan                           |
| C&B, metabond | Parkell-Farmingdale, NY, USA                           |
| Variolink II  | Ivoclar Vivadent AG. Bendererstrasse 2. FL-9494 Schaan |



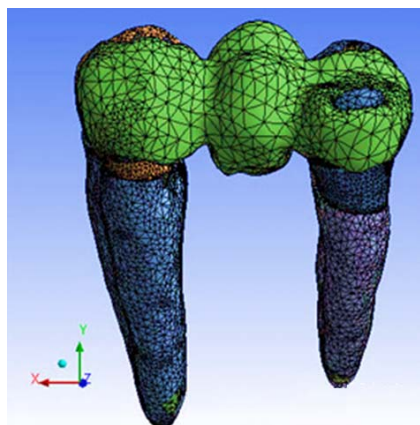
شکل ۱: مرز بین مینا و عاج در مدل فیزیکی



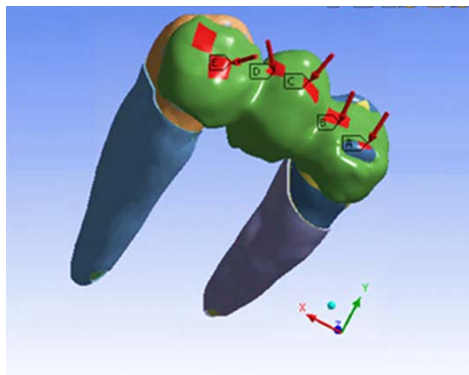
شکل ۲: قسمت‌های مختلف مدل نهایی مونتاژ شده پروتز اتصال دو طرفه



شکل ۳: مدل شبکه بندی شده  $0.8$  میلیمتری پروتز اتصال یک طرفه در نرم افزار Ansys



شکل ۴: مدل شبکه بندی شده ی ۰/۸ میلیمتری پروتز اتصال دو طرفه در نرم افزار Ansys



شکل ۵: محل اعمال فشارها بر روی پروتز اتصال دو طرفه، (A) -  $60/186 \text{ MPa}$ ، (B) -  $22/765 \text{ MPa}$ ، (C) -  $22/662 \text{ MPa}$ ، (D) -  $35/108 \text{ MPa}$  و (E) -  $13/024 \text{ MPa}$

جدول ۲: خصوصیات مکانیکی دندان و مواد چسباننده (adhesive)

| مرجع | ضریب کشسانی (Mpa) | ضریب پواسون | نوع ماده ی چسباننده | مرجع     | ضریب کشسانی (Mpa) | ضریب پواسون | نوع ماده دندان |
|------|-------------------|-------------|---------------------|----------|-------------------|-------------|----------------|
| (۲۵) | ۲۱۰۰۰             | ۰/۲۴        | Z100                | (۲۲)     | ۴۱۰۰۰             | ۰/۳۱        | مینا           |
| (۲۵) | ۸۳۰۰              | ۰/۲۵        | Variolink           | (۲۳، ۲۴) | ۱۸۶۰۰             | ۰/۳۱        | عاج            |
| (۲۳) | ۱۸۶۰۰             | ۰/۲۸        | Panavia 2           | (۲۱)     | ۶۹                | ۰/۴۵        | لیگامنت        |
| (۲۳) | ۷۰۰۰              | ۰/۲۸        | C&B                 | (۲۲)     | ۰/۵               | ۰/۴۵        | کانال عصب      |

جدول ۳: فشارهای اعمال شده بر پروتز اتصال دو طرفه (۲۱، ۲۲، ۲۴)

| محل فشار<br>(شکل ۵) | سطح<br>(mm <sup>2</sup> ) | مقدار فشار<br>(N/mm <sup>2</sup> ) |
|---------------------|---------------------------|------------------------------------|
| A                   | ۱/۶۶۱۵                    | ۶۰/۱۸۶                             |
| B                   | ۳/۶۰۱۶                    | ۲۷/۷۶۵                             |
| C                   | ۴/۴۱۲۶                    | ۲۲/۶۶۲                             |
| D                   | ۲/۸۴۸۳                    | ۳۵/۱۰۸                             |
| E                   | ۷/۶۷۷۸                    | ۱۳/۰۲۴                             |

## یافته‌ها

## پروتز اتصال دو طرفه

پروتز اتصال دو طرفه با دو شرط مرزی متفاوت به منظور بررسی اثر لیگامنت‌ها در نظر گرفته می‌شود. در حالت اول تکیه‌گاه ثابت بر روی لیگامنت‌های دندان‌های نیش و آسیای کوچک دوم قرار داشته (مدل به همراه لیگامنت) و در حالت دوم مستقیماً ریشه دندان‌های نیش و آسیای کوچک دوم بر تکیه‌گاه ثابت قرار دارند (مدل بدون لیگامنت). چهار ماده چسباننده، از مواد ترمیمی رایج در دندانپزشکی با توجه به ضریب کشسانی آنها، انتخاب شده است. این مواد به ترتیب جایگزین ماده چسباننده پروتز می‌شوند. این عمل صرفاً جهت مقایسه‌ی آنها با هم و اثر آنها بر تنش ایجاد شده در پروتز و دندان است. پس از اعمال فشارهای قید شده در جدول ۳ بر روی پروتز اتصال دو طرفه با شرایط مرزی حالت اول (احتساب لیگامنت) و حالت دوم (بدون احتساب لیگامنت)، حداکثر تنش فون‌مایسز در چهار ماده چسباننده در شکل ۶ حاصل شده است. محل تمرکز تنش فون‌مایسز در پروتزهای اتصال دو طرفه در ماده چسباننده قسمت مزیاال دندان آسیای کوچک دوم می‌باشد.

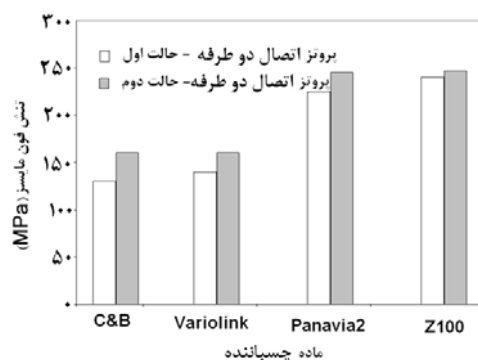
از نمودار ۱ مشاهده می‌گردد که ماده چسباننده Z100 در پروتز ثابت اتصال دو طرفه، بیشترین تنش فون‌مایسز را به بزرگی ۲۳۸/۳۵ مگاپاسکال به خود اختصاص داده و با افزایش ضریب کشسانی مواد چسباننده، تنش فون‌مایسز در آنها نیز افزایش می‌یابد. در صورت عدم احتساب لیگامنت‌ها مقدار این استرس یا تنش در Z100 برابر ۲۴۳/۳۹ مگاپاسکال است. ماده

چسباننده Panavia2 با تنش برابر ۲۲۳/۷۹ مگاپاسکال در رتبه دوم قرار دارد.

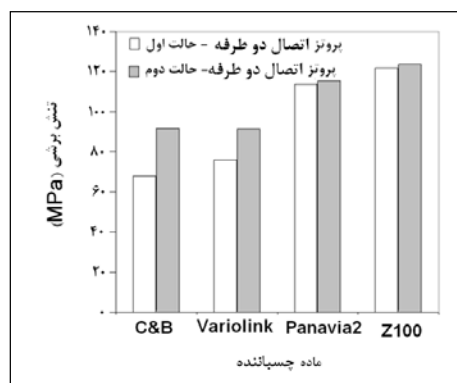
نمودار ۲ نشان می‌دهد که تنش برشی در دو ماده‌ی Panavia2 و Z100، با حذف لیگامنت‌ها ۰/۲٪ افزایش یافته است. بر اساس این نمودار، کاهشی که در تنش برشی در پروتز حاصل می‌شود رفتاری شبیه به آنچه که در مورد تنش فون‌مایسز گفته شد از خود نشان می‌دهد.

## پروتز اتصال یک طرفه

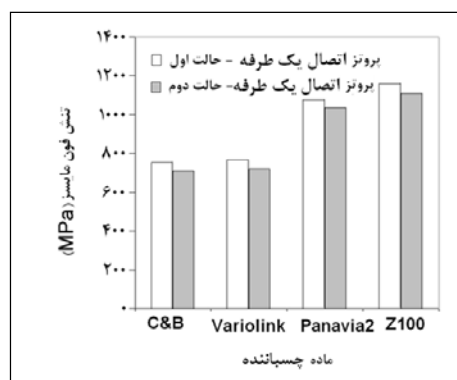
مدل اجزا محدود پروتز اتصال یک طرفه در شکل ۳ نشان داده شده است. پس از تحلیل این مدل، نتایج بدست آمده در مورد حداکثر تنش فون‌مایسز و تنش برشی در ماده چسباننده‌ی پروتز در نمودارهای ۳ و ۴ نشان داده شده‌اند. بر اساس نمودار ۳ مشاهده می‌گردد که ماده چسباننده‌ی Z100 در پروتز ثابت اتصال یک طرفه همچنان بیشترین تنش را به خود اختصاص می‌دهد. مقدار این تنش برابر ۱۱۰۶/۲ مگاپاسکال است. ماده چسباننده Panavia2 با تنش ۱۰۲۷ مگاپاسکال در رتبه دوم قرار دارد. بر اساس نمودار ۳، در صورت حذف لیگامنت‌ها، بر خلاف اتصال دو طرفه، تنش در کلیه‌ی مواد چسباننده اندکی کاهش یافته است. برای مثال در مواد چسباننده‌ی Panavia2 و Z100 این کاهش تقریباً برابر ۴/۶ درصد است. همچنین، تمرکز تنش فون‌مایسز در پروتزهای اتصال یک طرفه در ماده چسباننده در قسمت مزیاال دندان آسیای کوچک رخ داد. بر اساس نمودار ۴، تنش برشی Z100 با حذف لیگامنت‌ها ۵/۲٪ و Panavia2 6/5٪ کاهش یافته است.



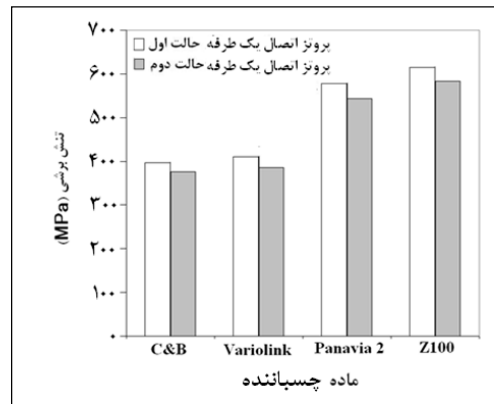
نمودار ۱: حداکثر تنش فون مایسنز در مواد چسباننده پروتز اتصال دو طرفه با احتساب لیگامنت و بدون آن



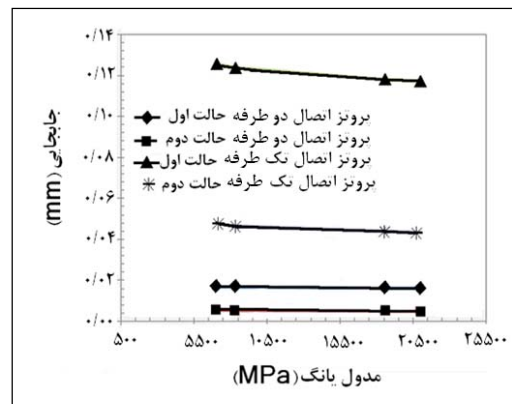
نمودار ۲: تنش برشی بدست آمده در مواد چسباننده‌ی مختلف در حضور لیگامنت و غیاب آن در مدل پروتز اتصال دو طرفه



نمودار ۳: مقایسه اثر لیگامنت‌ها و غیاب آن بر تنش فون مایسنز مواد چسباننده پروتز اتصال یک طرفه



نمودار ۴: مقایسه اثر لیگامنت‌ها بر حداکثر تنش برشی در مواد چسباننده پروتز اتصال یک طرفه



نمودار ۵: مقایسه جابجایی دو مدل پروتز ثابت اتصال یک طرفه و دو طرفه بر اساس بار اعمال شده

## بحث

توجه به حضور خوب لیگامنت هادر این سنین، دندانپزشک می‌تواند جهت کاهش استرس یا تنش در مواد چسباننده از اتصال پروتز دو طرفه استفاده نماید، همچنین استفاده از ماده‌ی چسباننده C&B می‌تواند منجر به کمترین استرس در ماده‌ی چسباننده پروتز اتصال دو طرفه شود. مضافاً، میزان تنش‌های فون مایسز و برشی ایجاد شده در اتصال دو طرفه به مراتب کمتر از تنش‌های مشابه در اتصال یک طرفه است. لذا چنانچه بیمار مجبور به استفاده از پروتز خاصی نباشد، از نظر کلینیکی بهتر است اتصال دو طرفه برای وی تجویز شود چرا که در این اتصال استرس ایجاد شده در ماده‌ی چسباننده و نهایتاً در پروتز به مراتب کاهش می‌یابد.

از آنجا که تنش‌های فون مایسز ترکیبی از تنش‌های برشی و عمودی اعمال شده بر جسم است لذا به منظور استفاده از نتایج حاصل بهتر است در تصمیم‌گیری نوع اتصال و اندازه‌ی تنش در پروتز، نمودارهای مربوط به تنش فون مایسز ملاک عمل قرار گیرد. همانطور که در قسمت "مدل‌های حجمی" ذکر شد بیشترین ضخامت لیگامنت‌ها برای گروه سنی ۳۰-۳۴ سال رخ می‌دهد. بر اساس نتایج بدست آمده در پروتز اتصال دو طرفه حضور لیگامنت‌ها باعث کاهش تنش فون مایسز و برشی در مواد چسباننده می‌شود. بنابراین از نقطه نظر کلینیکی چنانچه بیماری در محدوده‌ی سنی یاد شده یا پایین تر از آن باشد، با

لیگامنت‌های دندان‌های پروتزهای ثابت اتصال یک طرفه بیش از اثر مشابه در پروتزهای ثابت اتصال دو طرفه است.

از آنجا که عمل جویدن مجموعه‌ای از بارگذاری و باربرداری بر دندان است پیشنهاد می‌شود که از نتایج بدست آمده استفاده نموده و در تحقیقی جداگانه این اثر بر خستگی پروتز و نهایتاً قابلیت دوام آن در خلال زمان بحث شود.

### نتیجه‌گیری

در این تحقیق توزیع تنش دو پروتز ثابت دندان‌های اتصال یک طرفه و دو طرفه بررسی شد. اثر لیگامنت‌ها و نوع مواد چسباننده در هر دو مدل از روش اجزای محدود بررسی گردید. بر اساس نتایج بدست آمده می‌توان دریافت که تنش برشی و تنش فون‌میسز در پروتز اتصال یک طرفه بیشتر از پروتز اتصال دو طرفه می‌باشد. این بدان معنا است که به ازای مقدار جابجایی خاصی، مدل اتصال دو طرفه، در مقایسه با مدل اتصال یک طرفه، می‌تواند بار بیشتری تحمل نماید. همچنین، مواد چسباننده با ضریب کشسانی بالاتر جابجایی کمتر و یکنواختی را در پروتز اتصال دو طرفه ایجاد می‌کنند. در پروتز اتصال یک طرفه با توجه به نوع ماده این جابجایی متغیر است. بر اساس نتایج بدست آمده، در پروتز ثابت اتصال دو طرفه لیگامنت‌ها نقش زیادی در تغییرات تنش فون‌میسز و تنش برشی ایفا ننموده و تأثیر ناچیزی بر روی جابه‌جایی پروتز دارند.

نمودار ۱ معرف آن است که در صورت بارگذاری مشابه، تنش‌های فون‌میسز کمتری در دو ماده‌ی Variolink و C&B رخ می‌دهد. به عبارت دیگر کاربرد این دو ماده سبب می‌شود تا تنش فون‌میسز در پروتز اتصال دو طرفه به میزان قابل توجهی کاهش یابد. همچنین، اثر حضور لیگامنت‌ها در کاهش تنش فون‌میسز در این دو ماده بیش از اثر حضور آنها در دو ماده‌ی Panavia2 و Z100 است.

در اتصال دو لبه، از آنجا که دو ماده‌ی Variolink و C&B تنش‌های برشی و فون‌میسز کمتری در پروتز ایجاد می‌کنند لذا توصیه کلینیکی آن است که در صورت اجبار به ایجاد چنین اتصالی از یکی از این دو ماده‌ی Variolink یا C&B (ترجیحاً) استفاده شود که در غیاب لیگامنت باعث بروز تنش کمتری می‌شود.

به منظور بررسی اثر لیگامنت‌ها بر رفتار پروتز در دو حالت اتصال یک طرفه و دو طرفه، مقادیر جابجایی برای این دو حالت با هم مقایسه شده‌اند. بر اساس نمودار ۵ نتیجه می‌شود که با افزایش ضریب کشسانی ماده‌ی چسباننده، جابجایی در کل مدل کاهش می‌یابد اگرچه این کاهش در مورد پروتز اتصال دو طرفه زیاد محسوس نیست. همچنین، تغییرات در جابجایی ماده‌ی چسباننده در پروتز اتصال یک طرفه برای چهار ماده‌ی انتخاب شده بیش از تغییرات حاصل در پروتز اتصال دو طرفه است. همچنین، حضور لیگامنت‌ها باعث بیشتر جابجا شدن پروتز در هر یک از دو حالت اتصال یک طرفه و دو طرفه است. مضافاً اثر

### References

1. Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of resin bonded bridges and splints. Br Dent J 1993; 174(11):405-11.
2. Hussey DL, Pagni C, Linden GJ. Performance of 400 adhesive bridges fitted in a restorative dentistry department. J Dent 1991; 19(4):221-5.
3. Schwartz, NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc 1970; 81(6):1395-401.
4. Decock V, Nayer K, Boever JA. 18-year longitudinal study of cantilevered fixed restorations. Int J Prosthodont 1996; 9(4):331-40.
5. Djemal S, Setchell D, King P, Wickens J. Long-term survival characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a postgraduate teaching hospital between 1978 and 1993. J Oral Rehabil 1999; 26(4):302-20.
6. Foster LV. The relationship between failure and design in conventional bridgework from general dental practice. J Oral Rehabil 1991; 18(6):491-5.
7. Briggs P, Dunne S, Bishop K. The single unit, single retainer, cantilever resin-bonded bridge. Br Dent J 1996; 181(10):373-9.
8. Creugers NH, Snoek PA, Kayser AF. Clinical performance of resin-bonded bridges: a 5-year prospective study. J Oral Rehabil 1990; 17(2):179-86.
9. Naomi T, Kiyoshi N, Takashi S, Hideo M. A nine-year clinical case study of a resin-bonded fixed partial denture seated on the maxillary anterior teeth. J Prosthodont Res 2010; 54(3):143-6.

10. Crothers AJ, Wassell RW, Jepson N, Thomason JM. The use of cantilever bridges. *Dent Update* 1995;22(5):190-8.
11. Cheung GS, Dimmer A, Mellor R, Gale M. A clinical evaluation of conventional bridgework. *J Oral Rehabil* 1990; 17(2):131-6.
12. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986; 56(4):416-21.
13. Karlsson S. Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function: a longitudinal clinical study. *Swed Dent J* 1989;13(5):185-92.
14. Stockton LW. Cantilever fixed partial denture: a literature review. *J Prosthet Dent* 1992; 67(4):484-7.
15. Chan AW, Barnes IE. A prospective study of cantilever resin-bonded bridges. *Aust Dent J* 2000;45(1):31-6.
16. Leempoel PJ, Kayser AF, Rossum GM, HaanAF. The survival rate of bridges: a study of 1674 bridges in 40 Dutch general practices. *J Oral Rehabil* 1995; 22(5):327-30.
17. Lin CL, Lee HE, Wang CH, Chang KH. Integration of CT, CAD system and finite element method to investigate interfacial stresses of resin-bonded prosthesis. *J of Prosthet Dent* 2003; 72(1): 55-64.
18. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent* 2008; 99(3):185-92.
19. WassellR, Giuseppe G. Effects of adhesive fixed prosthesis retainer design on resultant resin luting agent thickness. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4):479-84.
20. Chun-LL, Jian JC. Numerical investigation of span lengths affecting mechanical responses in anterior resin-bonded fixed partial denture. *J of Prosthet Dent* 2005; 17(3): 121-5.
21. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections *J Biomech* 2006;39(3):453-63.
22. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005; 38(12):2375-89.
23. Lanza A, Aversa R, Rengo S. 3D FEA of Cemented Steel, Glass and Carbon posts in maxillary incisor dental. *Dent Mater* 2005; 21(8):709-15.
24. Magne M. Efficient 3D Finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* 2007; 23(5): 539-48.
25. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008; 99(2):131-40.

## Evaluation of the effect of root canal flaring on bacterial microleakage

**Mohammad Shishehsaz\*, Assadollah Ahmadzadeh, Shahab Shahidi**

### Abstract

**Introduction:** One of the main problems in stress analysis of new prosthesis materials stems from their unpredictable shape. The aim of this study was to determine the effect of adhesives and ligament on stress distribution in cantilever and fixed-end prostheses.

**Materials and methods:** In the present study, finite element analysis was used to prepare physical models from natural teeth. Then three-dimensional images were prepared from the finite element model and the relevant prostheses. The finite element was prepared to apply the proper load and boundary conditions, followed by calculation of shear and von Mises stresses along with displacements in teeth, adhesives and prostheses.

**Results:** In the fixed-end prosthesis the Z100 adhesive exhibited the highest von Mises stress value, which increased with an increase in the adhesive elastic modulus. Panavia 2 adhesive ranked the second after Z100 adhesive. Variolink and C&B adhesives exhibited less von Mises stresses under the same loading condition. Elimination of ligaments resulted in an 0.2% increase in the shear stress in Panavia 2 and Z100. In the cantilever prosthesis, the Z100 adhesive still exhibited the highest stress value, with Panavia 2 ranking the second. Elimination of ligaments in the cantilever prosthesis resulted in a slight decrease in von Mises stresses in all types of adhesives, contrary to fixed-end prosthesis. The effect of ligaments on the displacement of the cantilever prosthesis was more than that on the fixed-end prosthesis.

**Conclusion:** Based on the results, there were less stresses in fixed-end prosthesis compared to cantilever prosthesis. Although the shear and von Mises stresses were higher in Panavia 2 and Z100 adhesives compared to Variolink and C&B, due to their Poisson's ratios and elastic moduli, which were close to those of the dentin, they produced less displacement in the prostheses.

**Key words:** CT scan, Finite element analysis, Prosthesis design.

**Received:** 29 Dec, 2014    **Accepted:** 26 May, 2015

**Address:** Professor, Department of Mechanical Engineering, School of Engineering, Shahid Chamran University, Ahvaz, Iran.

**Email:** mshishehsaz@scu.ac.ir

**Citation:** Shishehsaz M, Ahmadzadeh A, Shahidi Sh. **Evaluation of the effect of root canal flaring on bacterial microleakage.** J Isfahan Dent Sch 2015; 11(4):302-313.