

بررسی تأثیر سمانهای مختلف بر توزیع تنش لایه سمان در پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت به روش اجزای محدود

دکتر احسان قاسمی^۱ - دکتر صابر خزاعی^۲ - دکتر فرشاد باجغلی^۳ - نعیمه نصری^۴ - دکتر پدram ایرانمنش^۵

- ۱- استادیار، مرکز تحقیقات مواد دندان، گروه آموزشی پروتزهای دندان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
- ۳- دانشیار، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندان، گروه آموزشی پروتزهای دندان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۴- دانشجوی دندانپزشکی، کمیته پژوهش‌های دانشجویی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۵- دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: سمانهای چسباننده برای افزایش گیر و بهبود سیل لبه‌ای پروتزهای دندان ضروری هستند. به همین جهت هدف از مطالعه حاضر، تعیین اثر سمانهای مختلف بر توزیع تنش لایه سمان در یک پروتز پارسیل ثابت سه واحدی متکی بر ایمپلنت با استفاده از روش اجزای محدود می‌باشد.

روش بررسی: یک مدل سه بُعدی از پروتز پارسیل ثابت سه واحدی متکی بر ایمپلنت از پرمولردوم فک بالا تا مولر دوم همان ناحیه توسط نرم افزار CATIA V5R18 طراحی و با نرم افزار ABAQUS/CAE 6.6 تحلیل شد. سه نیروی افقی (۰/۵۷ نیوتن)، عمودی (۲۰۰/۰ نیوتن) و مایل (۴۰۰/۰ نیوتن و زاویه صد و بیست درجه) به صورت جداگانه به هشت نقطه از هر کاسپ فانکشنال اعمال شد. پنج نوع سمان چسباننده گلاس آینومر، زینک پلی‌کربوکسیلات، زینک اکساید/اوژنول پلیمر-اصلاح شده، رزین کامپوزیت و زینک فسفات بررسی شدند. یافته‌ها: الگوی توزیع تنش در تمامی سمانها تقریباً یکسان بود. حداکثر میزان تنش (۳۹/۹۶ مگاپاسکال) در سمت پالاتال و ناحیه یک سوم سرویکالی (مارژینال) لایه سمان پرمولر توسط نیروی مایل در سمان زینک فسفات مشاهده شد و حداقل میزان تنش (۰/۴۱ مگاپاسکال) نیز در سمت لترالی یک سوم کروئالی لایه سمان مولر هنگامی که نیروی افقی به سمان زینک اکساید/اوژنول پلیمر-اصلاح شده اعمال گردید، به دست آمد. لایه سمانهای پرمولر تنش بیشتری را نسبت مولرها نشان دادند. نتیجه‌گیری: انواع مختلف سمان تأثیر اندکی بر الگوی توزیع تنش لایه سمانها دارد ولی میزان تنش در سمانهای مختلف، متفاوت بود. بهتر است استفاده از سمان زینک فسفات با محدودیت بیشتر صورت گیرد.

کلید واژه‌ها: سمان دندان، ایمپلنت دندان، روش اجزای محدود، پروتز دندان ثابت

پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۲/۹

اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۱۲/۱۲

وصول مقاله: ۱۳۹۲/۷/۸

نویسنده مسئول: دکتر پدram ایرانمنش، دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

e.mail: pedram.iranmanesh@yahoo.com

مقدمه

امروزه ایمپلنت‌های دندان یک انتخاب گسترده جهت جایگزینی دندانهای از دست رفته می‌باشد و میزان تقاضا جهت این نوع درمان رو به افزایش است. (۱)، نتایج یک مطالعه مروری سیستماتیک در ایران نشان می‌دهد که میزان بی‌دندانی از ۰/۳٪ در کودکان سه ساله تا ۷۰/۷٪ در افراد بالای هفتاد سال می‌باشد. (۲)

خصوصیات زیست سازگاری، بیوفانکشنال، بیومکانیکی، مکانیکی، شیمیایی، بیولوژیک و نحوه کارکرد صحیح بالینی آنها است. (۳-۶)، این عوامل باید در نظر گرفته شوند تا میزان موفقیت ایمپلنت‌های دندان افزایش یابد. (۴)، زمانی که ایمپلنت‌های دندان تحت تأثیر نیروهای جوشی قرار می‌گیرند، کلید موفقیت و شکست ایمپلنت‌های دندان وابسته به نحوه تنش انتقال یافته به آنها می‌باشد. این فشار ایجاد شده وابسته به نوع

موفقیت ایمپلنت‌های دندان وابسته به عوامل متعددی همچون

در مطالعه حاضر، سیستم ایمپلنت رزوه دار، استاندارد پلاس (ITI Dental Implant System, Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) برای پر مولر دوم فک بالا (ایمپلنت Regular neck با قطر شولدر ۴/۸ میلی متر، با قطر ۳/۳ میلی متر و طول ده میلی متر) و مولر دوم فک بالا (ایمپلنت Regular neck با قطر شولدر ۴/۸ میلی متر، با قطر ۴/۸ میلی متر و طول ده میلی متر) در نظر گرفته شد. اباتمنت توپر با زاویه شش درجه، مدل خاکستری با ارتفاع ۵/۵ میلی متر (RN Solid abutment, ITI Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) که بر روی ایمپلنت بسته می شود بر روی هر دو ایمپلنت طراحی گردید. یک پانتیک بهداشتی برای جایگزینی دندان مولر اول فک بالا از دست رفته طراحی گردید. کانکتورهای این پروتز دندانی ثابت سه واحدی در ابعاد ۶×۴ میلی متر مربع طراحی شدند. جهت طراحی فریم ورک پرسن متصل به فلز (PFM)، پرسن ونیر با ضخامت یک میلی متر و هسته بیس متال با حداقل ضخامت ۰/۵ میلی در نظر گرفته شد. ضخامت لایه عامل چسباننده ۲۵ میکرون در نظر گرفته شد. (۱۳)

مدل پروتز پارسیل ثابت سه واحدی با نرم افزار CATIA V5 R18 software (Dassault Systemes, Inc., Suresnes Cedex, France) (۱۸) طراحی و همچنین با استفاده از ABAQUS CAE 6.6 version (Hibbitt, Karlsson and Sorensen Inc., Providence, Rhode Island, US) محاسبات روش اجزای محدود بسته تجاری ABAQUS C3D4 (4-node linear tetrahedron) کل مدل با (nodes) و (Elements) المان ۸۶۲۹۶ المان گردید. در مجموع، مدل شامل ۴۶۵۱۰۸ گره ها (nodes) و (شکل ۱)

به منظور شبیه سازی مدل حین حرکات جوشی، سه نیروی مایل با زاویه صد و بیست درجه (۴۰۰/۰ نیوتن)، افقی (۰/۵۷ نیوتن) و عمودی (۲۰۰/۰ نیوتن) در نظر گرفته شد. نیروها به صورت ایستا و جداگانه بر روی کاسپهای فانکشنال پروتز پارسیل ثابت اعمال شد. همچنین هر نیرو به جای اعمال به یک نقطه هر کاسپ فانکشنال به هشت قسمت مساوی تقسیم شد و سپس به کاسپ فانکشنال وارد شد، بنابراین به هشت نقطه از هر کاسپ فانکشنال هر واحد پروتزی نیروها وارد گردید. (۱۵)، تمامی گرهها در صفحه y-z در انتهای محور x در دو جهت ثابت شدند. هیچگونه جابه جایی در هیچ جهتی اجازه داده نشد.

و جهت نیرو (۷، ۴)، ویژگیهای فیزیکی و سطحی ایمپلنت (۸، ۴)، کیفیت و کمیت استخوان (۴، ۹)، است.

روش اجزای محدود (Finite Element Analysis یا FEA) یک روش مناسب جهت بررسی توزیع تنش می باشد به گونه ای که در دو دهه گذشته به طور گسترده ای در مطالعات ایمپلنت های دندانی مورد استفاده قرار گرفته است. (۴، ۱۰-۱۲)

De Jager و همکاران (۱۳) با استفاده از یک مدل ساده که مقل رفتار انقباضی سمانها بود، به بررسی دقت روش اجزای محدود در پیش بینی تنش سمانها پرداختند و بیان کردند که روش اجزای محدود یک روش معتبر برای پیش بینی تنش حقیقی انقباض ایجاد شده در رستوریشن های دندانی است.

Shahrbaaf و همکاران (۱۴) اثر انواع طرحهای آماده سازی دندان و ویژگیهای سمان چسباننده را بر توزیع تنش مجموعه دندان-روکش بررسی و نشان دادند که هم طرح آماده سازی دندان و هم ضریب کشسانی سمان چسباننده بر توزیع تنش مجموعه دندان-روکش مؤثر است.

Liu و همکاران (۱۵) تأثیر انواع مختلف سمانها و ضخامت آنها را در توزیع تنش در روکشهای تمام سرامیکی با استفاده از روش اجزای محدود بررسی کردند. نتیجه مطالعه آنها نشان داد که اگرچه شرایط نیرو و ضریب کشسانی سمان نقش مهمی در توزیع تنش دارد ولی ضخامت لایه سمان تأثیر مهمی در توزیع تنش کور و ونیر ندارد.

سمانهای مختلف ویژگیهای متفاوتی از نظر ضریب کشسانی (Modulus of elasticity)، استحکام کششی (Tensile strengths) و فشاری (Compressive strengths)، چقرمگی (Toughness) و نسبت پواسون (Poisson ratios) دارند، بنابراین به صورت ذاتی می توانند بر میزان و الگوی توزیع تنش حاصل از نیروهای جوشی اعمال شده تأثیر بگذارند. (۱۶-۱۷)، با توجه به موارد فوق هدف از این مطالعه بررسی تأثیر سمانهای مختلف بر توزیع تنش لایه سمان در پروتزهای ثابت متکی بر ایمپلنت به روش اجزای محدود می باشد.

روش بررسی

در این مطالعه که با استفاده از روش اجزای محدود انجام شد، یک مدل سه بعدی از پروتز دندانی ثابت سه واحدی متکی بر ایمپلنت از پر مولر دوم فک بالا تا مولر دوم همان ناحیه طراحی گردید. شکل ۱ هندسه و مدل المان بندی شده را نشان می دهد.

وارده کاملاً به ابعاد اولیه خود باز می‌گردند) فرض شدند. جداول ۱ و ۲ خصوصیات فیزیکی مواد استفاده شده در مطالعه حاضر را نشان می‌دهد.

جدول ۱: ویژگیهای فیزیکی مواد استفاده شده در روش اجزای

محدود سه بعدی		
نسبت پواسون	ضریب کشسانی (کیگاپاسکال)	مواد
۰/۳۰	۱۳/۷	استخوان کورتیکال
۰/۳۰	۱/۸۵	استخوان اسفنجی
۰/۳۵	۱۱۰	تیتانیوم
۰/۳۵	$۰/۳۴۵ \times ۱۰^{-۲}$	مخاط
۰/۱۹	۷۰	پرسیلن فلدسپاتیک (vita VMK 68)
۰/۳۳	۸۶/۲	آلیاژ طلا ی PFM (ceramco)



شکل ۱: شکل و هندسه مدل المان بندی شده پروتزپارسیل ثابت سه واحدی

تمامی اتصالات (اینترفیس ها) در هم ادغام شدند. تمامی مواد به صورت الاستیک خطی (موادی که هیچ گونه تغییر شکل دائمی در آن به وجود نمی‌آید یعنی این مواد پس از حذف نیروهای

جدول ۲: ویژگیهای فیزیکی سمانهای چسباننده و حداکثر میزان تنش فون میسز به تفکیک نیروها

محصول	ضریب کشسانی (کیگاپاسکال)	نسبت پواسون	نیروی افقی (مگاپاسکال)	نیروی عمودی (مگاپاسکال)	نیروی مایل (مگاپاسکال)
ASPA	۹/۸	۰/۳۰	۴/۹۷	۱۲/۷۸	۳۸/۵۹
Durelon	۴/۴	۰/۳۰	۴/۲۰	۱۱/۵۴	۳۳/۷۵
Fynal	۳/۰۴	۰/۳۰	۳/۷۹	۱۰/۵۷	۳۰/۹۷
Panavia	۴/۰۴	۰/۳۰	۴/۱۱	۱۱/۳۶	۳۳/۱۴
Zinc Cement Improved	۱۳/۷	۰/۳۰	۵/۲۲	۱۳/۱۲	۳۹/۹۶
ASPA	۹/۸	۰/۳۰	۴/۹۷	۱۲/۷۸	۳۸/۵۹

یافته‌ها

سرویکالی (مارژینال) لایه‌های سمان و به خصوص در سمت پالاتالی آن مشاهده شد. حداقل تنش فون میسز در یک سوم کرونالی لایه‌های سمان و به خصوص در سمت لترالی آنها به دست آمد. (شکل ۲-۴)، اگرچه منطقه‌ای که حداکثر تنش فون میسز در آن رخ داده بود، در لایه سمان مولر وسیعتر است، ولی حداکثر میزان تنش فون میسز در لایه سمان پرمولر بیشتر از حداکثر میزان تنش فون میسز در لایه سمان مولرها بود. (شکل ۲-۴)

میزان تنش توسط معیار تنش فون میسز محاسبه گردید که یک معیار مناسب برای ارزیابی تنش در مواد است. معیار تنش فون میسز برای محاسبه استحکام شکست یا ترکیب تنش در دو یا سه بُعد است که با مقایسه نتایج استحکام کششی مواد به هنگام اعمال نیرو در یک بُعد محاسبه می‌شود. با اعمال نیروی افقی، عمودی و مایل الگوی توزیع تنش در تمامی انواع سمانها تقریباً یکسان بود. حداکثر میزان تنش فون میسز در یک سوم

شکل ۴: مقایسه توزیع تنش در لایه سمان هنگام اعمال نیروی مایل

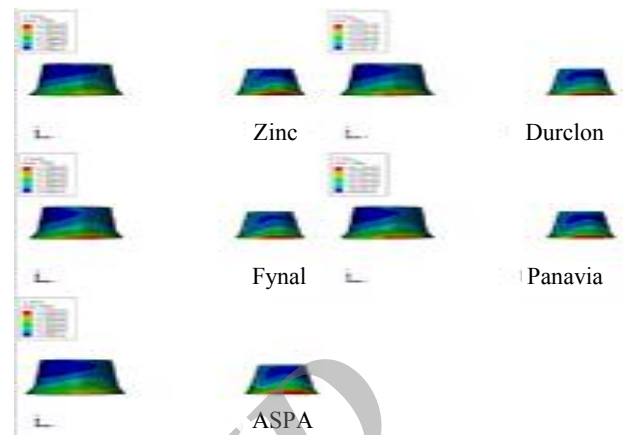
در انواع سمانهای مختلف

در تمامی انواع سمانها، نیروی مایل حداکثر میزان تنش را ایجاد کرد و نیروی افقی با اختلاف واضحی کمترین میزان تنش را در مقایسه با بقیه نیروهای اعمال شده ایجاد کرد. (جدول ۲) بیشترین میزان حداکثر میزان تنش در سمان زینک فسفات و کمترین میزان حداکثر تنش در لایه سمان زینک اکساید اوژنول پلیمر-اصلاح شده مشاهده گردید. (جدول ۲)

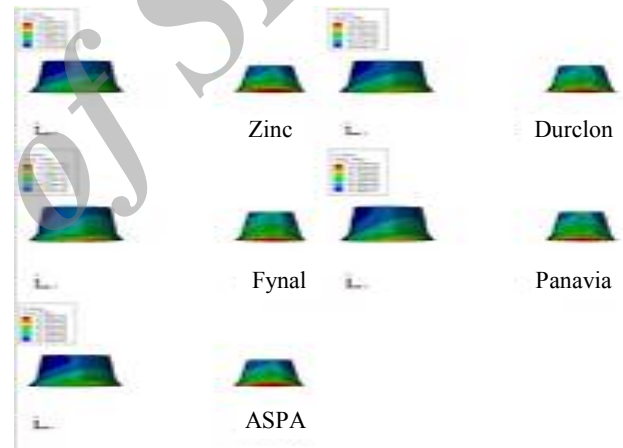
بحث

در مطالعه حاضر یک مدل سه بُعدی اجزای محدود از یک پروتز دندان ثابت سه واحدی متکی بر ایمپلنت طراحی تا توزیع تنش القا شده در لایه سمان هنگامی که انواع سمانهای مختلف به کار می‌رود، ارزیابی شود. حداکثر تنش فون میسز به هنگام اعمال نیروهای مختلف در یک سمان چسباننده مشخص بسیار متفاوت به دست آمد که نشان می‌دهد توزیع تنش به طور قابل ملاحظه‌ای وابسته به شرایط نیرو می‌باشد. این یافته مشابه مطالعه Liu و همکاران بود. (۱۵)

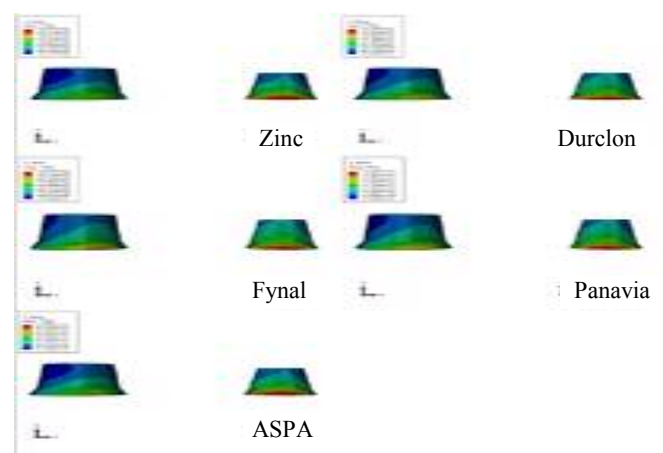
در مطالعه حاضر به منظور تقلید نیروهای جوشی، حداکثر نیروهای جوشی مایل چهارصد نیوتن، نیروهای عمودی دویست نیوتن و نیروهای افقی ۵۷ نیوتن در نظر گرفته شد. بیشترین تنش فون میسز در لایه سمان چسباننده به هنگام اعمال نیروی مایل در تمامی انواع سمانها به دست آمد، علت این امر ناشی از بیشتر بودن میزان نیروی مایل در برابر دو نیرو دیگر و جهت نیرو مایل که خود برآیندی از جهت دو نیرو دیگر است، باشد. در مطالعه حاضر ضخامت لایه سمان چسباننده ۲۵ میکرون لحاظ شد. Kamposiora و همکاران (۱۹) در یک مطالعه روش اجزای محدود سه بُعدی بیان داشتند که ضخامت لایه سمانهای چسباننده در ضخامتهای ۲۵ میکرون، الگوی توزیع تنش را به میزان کمی متأثر می‌کنند. هرچه ضخامت لایه سمان چسباننده افزایش یابد، تنش بالاتر می‌رود و ضخامت کمتر از پنجاه میکرون لایه سمان چسباننده شکست اتصال را کاهش می‌دهد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که حداکثر میزان تنش فون میسز در یک سوم سرویکالی (مارژینال) لایه‌های سمان بود هنگامی که ضخامت سمان چسباننده افزایش یابد، افزایش قابل توجهی در غلظت تنش در لبه آزاد و در طول منطقه متأثر از استرس مشاهده می‌شود. (۲۰)



شکل ۲: مقایسه توزیع تنش در لایه سمان هنگام اعمال نیروی افقی در انواع سمانهای مختلف



شکل ۳: مقایسه توزیع تنش در لایه سمان هنگام اعمال نیروی عمودی در انواع سمانهای مختلف



حالی که بیشترین تفاوت ضریب کشسانی در سمانهای چسباننده ۱۰/۶۶ گیگاپاسکال بود ولی بیشترین میزان این تفاوت در نیروی مایل، عمودی و افقی به ترتیب فقط ۸/۹۹، ۲/۶۳ و ۱/۴۳ مگاپاسکال بود که قابل توجه نیست. Al-Wahadni و همکاران (۲۳) که بیان داشتند مقاومت به شکست روکشهای In-Ceram و IPS Empress-2 با توجه به نوع سمانهای چسباننده تحت تاثیر قرار نمی‌گیرد.

حداکثر تنش فون میسز در لایه سمان پرمولر بیشتر از تنش فون میسز ایجاد شده در لایه سمان مولر بود، بنابراین شاید شکست لایه سمان پرمولر زودتر از لایه سمان مولر مورد انتظار باشد. علت این امر شاید این باشد که نیرو در یک مساحت کمتر بر لایه سمان پرمولر وارد شده است. همچنین شاید اباتمت‌های پیچ‌شونده برای فیکسچرهای پرمولر بر اباتمت‌های سمان شونده ارجح باشد که البته نیازمند مطالعات کلینیکی بیشتری می‌باشد.

از جمله محدودیتهای مطالعه حاضر می‌توان به هزینه بالا برای شبیه سازی کل استخوان فک و ساده سازی مدل کل فک اشاره کرد و همچنین در این مطالعه تنها ویژگی سمانهای چسباننده پر کاربرد ارزیابی شد و تمام سمانهای چسباننده موجود در بازار در نظر گرفته نشد. پیشنهاد می‌شود در آینده مطالعات مشابه بر روی سمانهای چسباننده موجود در بازار در شرایط تجربی و آزمایشگاهی انجام گردد.

نتیجه‌گیری

انواع مختلف سمانهای چسباننده تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر الگوی توزیع تنش ضخامت لایه سمان ندارد. با این وجود بیشترین میزان تنش فون میسز در سمت پالاتالی یک سوم سرویکالی (مارژینال) لایه سمان پرمولر توسط نیروی مایل در سمان زینک فسفات مشاهده شد.

REFERENCES

- Huang SC, Tsai CF. Finite element analysis of a dental implant. *Biomed Engin: Appl, Basis & Com.* 2003 Apr; 15(02): 82-5.
- Khazaei S, Firouzei MS, Sadeghpour S, Jahangiri P, Savabi O, Keshteli AH, et al. Edentulism and tooth loss in Iran: Sepahan systematic review No 6. *Inter J of Prev Med.* 2012 Mar;3(Suppl1):S42.
- Van Rossen I, Braak L, De Putter C, De Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *The J of Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):198-205.

حداکثر میزان تنش در سمان زینک فسفات و کمترین میزان حداکثر تنش در لایه سمان زینک اکساید اوژنول پلیمر- اصلاح شده (Polymer-modified ZOE) مشاهده شد. در ایمپلنت‌های دندانهای چسباننده به صورت گسترده‌ای برای افزایش گیر، انطباق لبه‌ای به کار می‌روند. سمانهای چسباننده مختلف دارای ویژگیهای شیمیایی و فیزیکی متفاوتی هستند. برای مثال سمان زینک فسفات دارای بیشترین ضریب کشسانی (۱۳/۵ گیگاپاسکال) است که سبب حفاظت پروتز ایمپلنت از نیروهای مخرب اکوزالی می‌شود. به علاوه سمان پلی‌کربوکسیلات دارای استحکام فشاری کمتر (۵۵ - ۸۵ مگاپاسکال) و استحکام کششی بیشتری (۸ - ۱۲ مگاپاسکال) از سمان زینک فسفات می‌باشد که منجر به تغییر شکل پلاستیکی بیشتر آن شده و بنابراین برای تجمع نیروهای زیاد در ناحیه اکوزالی مناسب نیست. (۲۱)، در مطالعه حاضر بیشترین میزان تنش فون میسز در لایه سمان زینک فسفات مشاهده شد یعنی در لایه سمان چسباننده‌ای که بیشترین ضریب کشسانی را دارد. همچنین حداقل میزان تنش فون میسز نیز در لایه سمان زینک اکساید اوژنول پلیمر- اصلاح شده به دست آمد، یعنی در لایه سمان چسباننده‌ای که کمترین ضریب کشسانی را دارد. در یک مطالعه روش اجزای محدود دو بعدی Agnihotri و همکاران (۲۲) بیان داشتند که آستانه شکست سمانهای چسباننده تحت تأثیر ضریب کشسانی سمان چسباننده و نوع روکش می‌باشد. Kamposiora و همکاران (۱۹) در یک مطالعه روش اجزای محدود سه بعدی به بررسی میکرو شکست انواع سمانهای چسباننده مختلف در روکشا پرداختند. آنها نتیجه گرفتند که میزان بالاتر تنش در سمانهای چسباننده با ضریب کشسانی بالاتر به دست می‌آید. همچنین سمانهای چسباننده گلاس آینومر و رزین کامپوزیت با داشتن خواص مکانیکی مطلوبتر نسبت به سمانهای چسباننده زینک فسفات و زینک پلی‌کربوکسیلات برای مقاومت در برابر میکرو شکست مناسبتر می‌باشند.

با این وجود تفاوت بین حداکثر میزان تنش فون میسز در لایه سمانهای چسباننده به هنگام اعمال سه نیرو و با به کار بردن سمان چسباننده با ضریب کشسانی متفاوت برجسته نبود. در

4. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The J of Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98.
5. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral & Implant*. 2012 July;5(1):11.
6. Montes CC, Pereira FA, Thome G, Alves EDM, Acedo RV, de Souza JR, et al. Failing factors associated with osseointegrated dental implant loss. *Implant Dent*. 2007 Dec; 16(4):404-12.
7. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J of Oral Implant*. 1998 Apr; 24(2): 80-8.
8. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *J of Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials*. 2005 Apr;73(1):140-7.
9. Fanghänel J, Gedrange T, Proff P. Bone quality, quantity and metabolism in terms of dental implantation. *Biomedizinische Technik/Bio Engine*. 2008 Oct; 53(5):215-9.
10. Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of Dental Implants Loaded in a Condition of Immediately after placement and on osseointegration-an FEA study. *Implant Dent*. 2013 Feb;22(1):91-6.
11. Duan Y, Griggs J. Three-dimensional finite element modeling of dental implant based on micro-CT. *Dent Mater*. 2010 Jan; 26(2):e152-e3.
12. Citarella R, Armentani E, Caputo F, Lepore M. Stress analysis of an endosseous dental implant by BEM and FEM. *The Open Mech Engin J*. 2012 Aug;6(1):115-24.
13. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. *Dent Mater*. 2005 Nov;21(11):1025-32.
14. ShahrbaF S, vanNoort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of a machined crown-tooth system: A finite element analysis. *Dent Mater*. 2013 Aug; 29 (8):e123-31.
15. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All-Ceramic Crowns. *J of Prosthodont*. 2011 Jan;20(1):35-44.
16. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The J of Prosthet Dent*. 1999 Feb;81(2):135-41.
17. Lia ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *The J of Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):597-609.
18. Van Staden RC, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comp Meth in Biomech and Biomed Eng*. 2006 Aug;9(4):257-70.
19. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D FEA. *J of Prosthodont*. 2000 Dec;9(4):201-9.
20. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. Numerical investigation of macro-and micro-mechanics of a ceramic veneer bonded with various cement thicknesses using the typical and submodeling finite element approaches. *J of Dent*. 2009 Feb;37(2):141-8.
21. Escribano N, de la Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. *J of Adhes Dent*. 2006 Oct;8(5):337.
22. Agnihotri H, Bhatnagar N, Rao GV, Jain V, Parkash H, Kar AK. Evaluation of the onset of failure under mechanical and thermal stresses on luting agent for metal-ceramic and metal crowns by finite element analysis. *Contem Clin Dent*. 2010 Oct;1(4):227.
23. Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N, Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2009 Mar ;10(2):51-8.