

کاربرد روش Finite Element در بررسی اثر نیروهای تنشی (Shear stress) وارد بر سمان روکش دندان سانتراال بالا

دکتر محمد امامیه، دکتر شیلا امامیه
دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

مقدمه: یکی از مسایل مورد بحث در رشته‌های مختلف دندانپزشکی بررسی اثر نیروهای اعمال شده به دندان و ترمیمی‌های دندانی است که پس از معالجه دندان به آن وارد می‌شود. با توجه به اینکه هر جسم یا ماده‌ای دارای یک حد نهایی برای تحمل تنش‌ها می‌باشد لذا کاربرد نیروهای بیش از حد توان باعث می‌گردند تا سلامت و کیفیت آن را تغییر دهند. به طور متداول نیروهای مضغی از ناحیه مولرها به سمت ثنایای میانی کاهش می‌یابند. میانگین تقریبی نیروهای اعمال شده بر روی دندان مولر ۱۷۰ پوند برابر ۵۶۵ نیوتن، پره‌مولرهای ۷۰ پوند و ثنایای میانی در حدود ۳۷ پوند برابر با ۱۵۵ نیوتن تخمین زده می‌شوند. این نیروها با افزایش سن به دلایل متنوع زیادتر می‌شوند. لذا برای یک دندانپزشک بررسی اثر نیروهای وارد بر روکش و سمان زیرین آن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بنابراین او می‌تواند نکات ضعف در درمان Crown ها را شناخته و در رفع آن تدابیر لازم را رعایت نماید. با توجه به اینکه روش Finite element در سه دهه اخیر در حل معضلات دندانپزشکی نقش ارزشمندی داشته است این مطالعه انجام پذیرفت. هدف از این مطالعه بررسی الگوی توزیع تنش بر سمان مصرفی بین Crown و عاج دندان ثنایای میانی بود.

مواد و روشها: بدین منظور از روش Finite element (FE) که یک روش دقیق آنالیز کامپیوتری است استفاده گردید لذا با توجه به مطالب مذکور مدل دندان سانتراال بالا توسط کامپیوتر ترسیم و آناتومی مدل دندان به دقت ملحوظ گردید تا یک مدل کامپیوتری ایده‌آل به وجود آید. نیروهای تنش‌زا با زوایای ۳۰ و ۵۰ درجه به لبه انسیزولینگوالی و یک سوم انسیزالی ناحیه لینگوال محور طولی دندان وارد گردید. با توجه به کتب و مقالات مرجع اطلاعات لازم به کامپیوتر منتقل و کامپیوتر آن Super sap انتخاب گردید.

یافته‌ها: نتایج حاصل از روش دو بعدی نشان می‌دهند که میزان تنش برشی به وجود آمده در سمت لینگوال متفاوت از مقدار آن در سمت باکال است. در بارگذاری دوم (روش سه بعدی) میزان تنش در سمت لینگوال ناحیه طوق به مقدار چشمگیری کاهش می‌یابد و به حدود ۱۰ مگاپاسکال می‌رسد که این مقدار کمتر از میزان تحمل سمان زیرین روکش می‌باشد در صورتی که در بارگذاری اول مقدار تنش برابر با ۱۷/۸ مگاپاسکال است که این مقدار بیش از حد قابل تحمل آن است. مقایسه تنش‌های ایجاد شده در سمان زیرین روکش ممکن است بستگی به آلیاژ انتخاب شده و ضخامت ساختار فلزی Crown آن داشته باشد.

نتیجه گیری و توصیه‌ها: با توجه به استحکام بسیاری از سمان‌ها اعمال نیروی زیاد ممکن است منجر به شکست لایه سمان در فاصله بین عاج دندان و ساختار فلزی شود و در نهایت منجر به شکست در درمان دندان مورد معالجه گردد.

مقدمه

روش Finite element در حل مسائل پیچیده مهندسی مانند صنعت هوانوردی، مهندسی راه و ساختمان، آنالیز حرارتی، مکانیک و الکتروماتیکی کاربرد وسیعی داشته است. روش Finite element در حل مشکلات غیرساختاری مانند بررسی انتقال حرارت نیز نقش قابل توجهی نشان داده است. بررسی محققین در سه ماهه اخیر نشان می‌دهد که FE در حل مشکلات دندانپزشکی نیز نقش بسیار خوبی ایفا کرده است. Farah, Craig, Moss و Tanne و همکاران (۱،۲،۳)، در صورتی که در دهه ۱۹۶۰ بسیاری از طراحی‌های صورت گرفته در Frame design بر مبنای مطالعات و ارزیابی‌های کلینیکی استوار بود.

هدف از کاربرد Finite element تقسیم ساختار جسم مورد نظر به المان‌های بسیار کوچکتر و ساده‌تر است. لذا با بکارگیری روش FE یک جسم بزرگ، پیچیده و غیرمتجانس به تعداد زیادی اجسام ساده و کوچکتر تقسیم می‌شوند. بنابراین راه‌حل‌های مسایل ساده‌تر می‌توانند باعث حل مشکل اصلی شوند (۴). اجسام را می‌توان به صورت مجموعه‌ای از مثلث‌ها یا اشکال مربعی شکل در صورت بررسی دو بعدی و به صورت هرم یا المان‌های مکعبی شکل در صورت بررسی سه بعدی در نظر گرفت. بنابراین می‌توان یک ساختار دوبعدی را به صدها مثلث جداگانه تقسیم نمود که هر مثلث دارای سه گره (Node) است که در رؤوس آن قرار گرفته است.

کاربرد FE در سال‌های بین ۱۹۷۱ تا ۱۹۸۶ توسعه یافت (۴). نتایج حاصل از آن تاکنون باعث گردیده است تا از روش FE به عنوان یکی از قوی‌ترین و پربارترین روش حل مسایل و معضلات استفاده نمود (۵،۶). از محاسن روش FE این است که:

۱- اطلاعات مربوط به استرس‌ها را بسیار دقیق آنالیز می‌نماید (۵).

۲- می‌توان اشکال پیچیده و مبهم را آنالیز نمود.

۳- بررسی مواد غیرهموزن و غیر متجانس به سادگی صورت پذیر است.

۴- بدون خطر و کم‌هزینه می‌باشد.

۵- به زمان کمتری نیاز دارد.

در این مطالعه هدف از کاربرد نیروهای تنش بررسی اثر میزان تنش برشی در سمان روکش دندان سانترال بالا به طریقه دوبعدی و سه بعدی است تا میزان تحمل سمان به کار رفته در برابر نیروهای اعمال شده در تراش‌های متفاوت بررسی گردد. مثلاً تنش برشی در تراش شولدر ۱۳۵ درجه که در جدول شماره ۴ آمده است نشان می‌دهد که در هر دو Loading به عمل آمده تنش ایجاد شده در ناحیه طوق بیشتر و هر چه که به لبه انسیزال نزدیک‌تر می‌شود کاهش می‌یابد.

مواد و روش‌ها

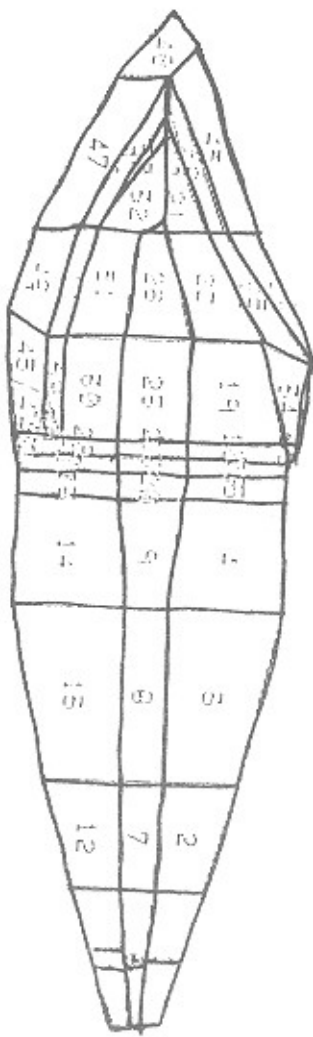
با توجه به مطالب مذکور، مدل دندان سانترال بالا توسط کامپیوتر ترسیم شد. آناتومی دندان با توجه به کتب مرجع و مقالات مختلف، انتخاب و اطلاعات مذکور به کامپیوتر داده شد. در این بررسی فلز Coping از آلیاژ سیلور پالادیوم و سمان آن از زینک فسفات انتخاب شدند و کامپیوتری که در روش دو بعدی استفاده شد IBM Compatible از نوع AT و در روش سه بعدی P. S-IBM و برنامه کامپیوتری آن Super sap انتخاب گردید. نیروی ۲۰۰ نیوتن (کیلوگرم ۰/۱۰۲) انتخاب و با زاویه ۳۰ و ۵۰ درجه:

۱- لبه انسیزولیگوالی، ۲- به یک سوم انسیزال در سمت لینگوال اعمال گردید. میزان و محل چگونگی اعمال نیرو با توجه به مقالات مختلف انتخاب شد (۷،۸،۹،۱۰). جداول ۴-۱ مبین میزان تنش برشی در تراش‌های مختلف است.

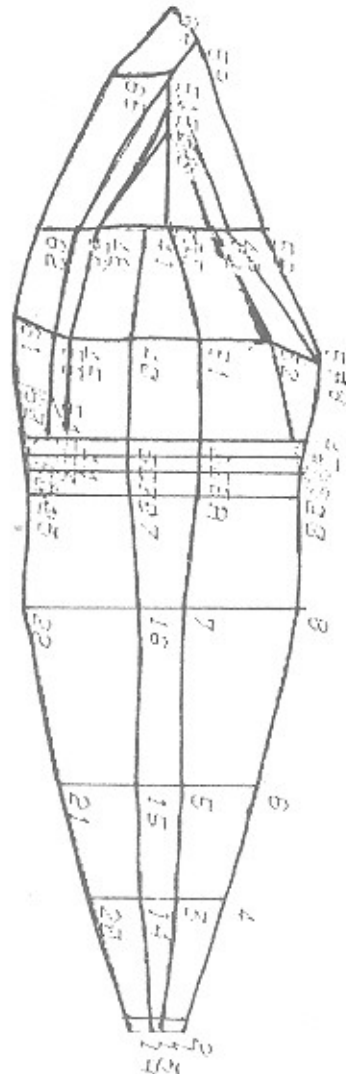
نتایج

تنش برشی در سمان در تراش

با توجه به جدول شماره ۱ مشاهده می‌شود که در هر دو بارگذاری میزان تنش در ناحیه طوق بیشتر است و با نزدیک شدن به لبه انسیزالی کاهش می‌یابد. میزان تنش در سمت باکال بیشتر می‌باشد. به طوری که در هر دو بارگذاری تنش زیادی به سمان ناحیه طوق سمت باکال (حدود ۲۰ مگاپاسکال) وارد می‌گردد.



تصویر شماره ۲- دندان تنایای میانی بالا با تراش شولدر بول همراه با کراون در حالی که شماره المان‌ها مشخص‌اند



تصویر شماره ۱- دندان سانترال بالا با کراون با تراش شولدر بول ۱۳۵ درجه

جدول شماره ۲- تنش برشی سمان در تراش چمفریاد و بارگذاری

(مگاپاسکال)

No of elements	Shear stress M. Pa (Laod case I)	Shear stress M. Pa (Laod case II)
۲۸ و ۳۷	۱۶/۱۲۲۲۲۵	۱۶/۳۰۸۶۷
۲۹ و ۳۸	۷/۱۶۹۲۵	۷/۶۴۴۵
۳۰ و ۳۹	۶/۶۰۳	۸/۴۶۲۸
۳۱ و ۴۰	۷/۹۷۵۵	۹/۳۵۳
۵۰ و ۴۱	۵/۸۷۸۷۲	۱۰/۹۰۶
۳۶ و ۴۹	۳/۷۸۵۸۷	۶/۳۴۳۵
۳۵ و ۲۰	۶/۶۹۶۵	۴/۷۷۵۷۲
۳۴ و ۱۹	۵/۲۳۹۲۵	۴/۱۵۱۷۵
۳۳ و ۱۸	۱۸/۱۱۱	۱۰/۶۱۷۷۵
۳۳ و ۱۷	۱۸/۸۵۰۶	۱۰/۸۳۴۱۲

جدول شماره ۱- تنش برشی سمان در تراش شولدر بول و

بارگذاری (مگاپاسکال)

No of elements	Shear stress M. Pa (Laod case I)	Shear stress M. Pa (Laod case II)
۲۸ و ۳۷	۲۰/۱۳۳۴	۲۰/۲۴۵۹۵
۲۹ و ۳۸	۹/۳۸۹۱	۱۰/۶۵۶۵
۳۰ و ۳۹	۶/۸۱۱۵	۸/۴۰۵۵
۳۱ و ۴۰	۸/۳۴۵	۹/۷۹۱۷۵
۵۰ و ۴۱	۵/۸۱۰۶۷۵	۱۰/۹۴۸۲۵
۳۶ و ۴۹	۳/۷۷۵۷۵	۶/۳۸۶
۳۵ و ۲۰	۶/۰۹۱	۴/۷۲۳۷۵
۳۴ و ۱۹	۵/۲۷۸	۴/۳۳۲
۳۳ و ۱۸	۱۷/۸۲۲۲۷	۱۰/۰۷۲۵
۳۳ و ۱۷	۱۷/۸۱۳۵	۹/۵۵۴۵

جدول شماره ۴- تنش برشی سمان در تراش شولدر ۱۲۵ درجه با

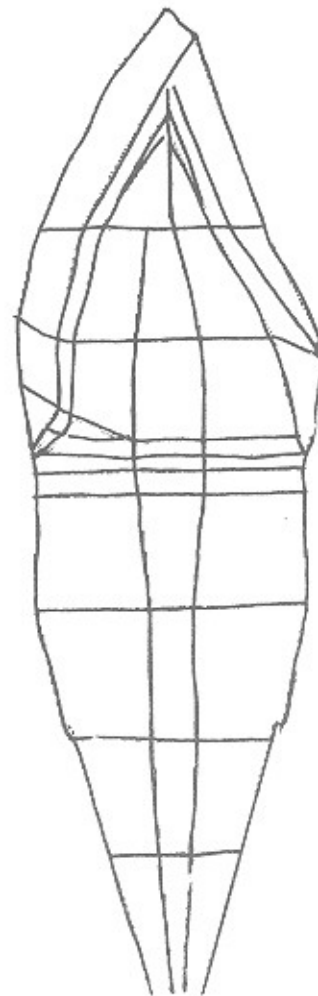
دو بارگذاری (مگاپاسکال)

No of elements	Shear stress M. Pa (Laod case I)	Shear stress M. Pa (Laod case II)
۲۸ و ۳۷	۱۵/۹۸۹۵	۱۵/۴۳۷۷۵
۲۹ و ۳۸	۸/۱۱۵۵	۸/۷۲۳۲۵
۳۰ و ۳۹	۶/۵۵۷	۸/۶۰۳۲۵
۳۱ و ۴۰	۷/۹۶۳	۹/۳۳۳۷
۵۰ و ۴۱	۵/۸۲۲۶	۱۰/۸۳۹۲۵
۳۶ و ۴۹	۳/۷۵۸۴۵	۶/۳۶۰۷۲
۳۵ و ۲۰	۶/۱۰۳۷۵	۴/۷۸۸۷۵
۳۴ و ۱۹	۵/۲۸۷۲۵	۴/۲۰۰۷۵
۳۳ و ۱۸	۱۷/۸۲۶۲۵	۱۰/۲۳۸
۳۳ و ۱۷	۱۸/۳۰۶۵۵	۱۰/۲۳۲۹۲۵

تنش به وجود آمده در سمت لینگوال در هر دو بارگذاری از تنش ایجاد شده در سمت باکال کمتر است در بارگذاری دوم تنش در سمت لینگوال ناحیه طوق به میزان چشمگیری کاهش می‌یابد و به حدود ۱۰ مگاپاسکال می‌رسد که کمتر از میزان تحمل سمان می‌باشد ولی در بارگذاری اول مقدار تنش برابر با ۱۷/۸ مگاپاسکال است که بیش از حد قابل تحمل سمان است (مقدار تحمل سمان برابر با ۱۳/۱ مگاپاسکال است). با بررسی المان‌های ۳۳، ۱۸، ۳۳، ۱۷ در جدول یک نشان دهنده مقدار تنش برشی به وجود آمده در روش دو بعدی و سه بعدی است (تصویر ۱).

تنش برشی در سمان در تراش Chamfer

با توجه به جدول شماره ۲ مشاهده می‌شود که در هر دو بارگذاری میزان تنش برشی سمان ناحیه طوق بیشتر و با نزدیک‌تر شدن به لبه انسیزالی میزان آن کاهش می‌یابد. در این تراش میزان تنش در سمان ناحیه طوق سمت لینگوال در بارگذاری دوم کمتر از میزان قابل تحمل سمان است. بررسی المان‌های ۳۳ و ۱۸ و ۳۳ و ۱۷ در جدول فوق یافته‌های فوق را تأیید می‌کند.



تصویر شماره ۳- دندان سانترال بالا با کراون با تراش شولدر ۱۲۵ درجه

جدول شماره ۳- تنش برشی سمان در کراون F.F.P با دو

بارگذاری (مگاپاسکال)

No of elements	Shear stress M. Pa (Laod case I)	Shear stress M. Pa (Laod case II)
۲۸ و ۳۷	۵۷/۸۴۷۷۵	۶۳/۱۲۲
۲۹ و ۳۸	۷/۷۳۲۵	۸/۴۸۰۵
۳۰ و ۳۹	۷/۲۰۱۴۷۵	۸/۹۹۵۵
۳۱ و ۴۰	۷/۸۸۰۸	۹/۳۵۶
۵۰ و ۴۱	۵/۸۹۸۱۷۵	۱۰/۹۰۷۵
۳۶ و ۴۹	۳/۷۸۷۸	۶/۳۸۳
۳۵ و ۲۰	۶/۱۱۱	۴/۷۹۳
۳۴ و ۱۹	۵/۲۰۲	۴/۱۲۱۷۵
۳۳ و ۱۸	۱۸/۹۸۹۲۲۵	۱۱/۸۰۶۵
۳۳ و ۱۷	۱۹/۹۹۵۹۷۵	۱۲/۰۶۱۶

تنش برشی در سمان روکش با تراش شولدر پرسلن

در جدول ۳ مقدار تنش برشی در سمان ناحیه طوق بیشتر و با نزدیک شدن به لبه انسیزال کاهش می‌یابد و مقدار تنش در سمت باکال بیشتر از لینگوال است. در این تراش مقدار تنش در بارگذاری اول در ناحیه طوق سطح لینگوال بیشتر از حد تحمل سمان است. در صورتی که در بارگذاری دوم تنش به وجود آمده در ناحیه لینگوالی طوق دندان کمتر از حد قابل تحمل سمان است.

تنش برشی در تراش شولدر ۱۳۵ درجه

جدول شماره ۴ نشان می‌دهد که میزان تنش در هر بارگذاری در سمان ناحیه طوق بیشتر است. میزان تنش در سمان سمت باکال در بارگذاری اول کمتر از سمت لینگوال و در بارگذاری دوم بیشتر از آن می‌گردد. المان‌های ۳۳ و ۱۸ و یا ۳۳ و ۱۷ نتایج حاصل از بررسی سه بعدی سرپوش سانترال بالا را نشان می‌دهد که اکثریت المان‌های سمت لینگوال دچار تنش برشی بیشتری می‌شوند و مقدار تنش برشی ایجاد شده در روش دو بعدی که نیرو به محدوده لبه انسیزالی وارد گردید بیشتر از بارگذاری به روش سه بعدی است. مقدار تنش برشی ایجاد شده در المان‌های مربوط به سمان کمتر از آستانه تحمل آنها می‌باشد لذا تغییری در integrity سمان حد فاصل بین Crown و نسج دندان به وجود نمی‌آورد.

بحث

قبل از سه دهه اخیر طراحی روکش‌های متال سرامیک مبتنی بر اطلاعات به دست آمده از مطالعات کلینیکی استوار بود. Umford (1965) پیشنهاد کرد که ضخامت Coping باید بین ۰/۵-۰/۳ میلی‌متر باشد تا استحکام و سختی آن در مقابل نیروهای اعمال شده قابل اطمینان باشد. Miller (1977) حداقل ضخامت آن را در قسمت Facial برابر با ۰/۳ و برای لینگوال، اکلوژال و نواحی انسیزال ۰/۷ میلی‌متر توصیه نمود. Weiss (1977) با توجه به بالا بودن Elastic modulus در نواحی که با پرسلن Vencer می‌شوند، آلیاژ نیکل-کروم

ضخامت ۰/۲-۰/۱ میلی‌متر را پیشنهاد نمود. (1983) Jone با انتقاد از توصیه‌های فوق ادعا نمود که اگر آلیاژ طلا تحت تأثیر نیروی خاصی قرار گیرد که باعث Deflection آن شود باید آلیاژ Base-Metal دارای Elastic Modulus دو برابر باشد لذا می‌توان ضخامت آن را از ۰/۳۰۰ میلی‌متر به ۰/۲۵۲ میلی‌متر کاهش داد. نتایج آنالیزها نشان می‌دهند که ضخامت Coping دارای نقش بسیار مؤثرتری نسبت به Elastic Modulus آلیاژ در Level تنش را دارد.

(1975) Farah و Craign از طریق آنالیز Finite element و ارزیابی Plane‌های توزیع تنش در روکش‌های متال سرامیک ضخامت Coping را که از آلیاژ طلا و آلیاژ Ni-Cr ساخته شده بودند ۰/۵-۰/۳ انتخاب و تحت تأثیر نیروی ۴۴۵ نیوتن در زاویه ۳۰ درجه در امتداد محور طولی دندان قرار دادند. با Development این استرس امکان تغییر در Integrity لایه سمان زیرین را گزارش کردند.

(1986) Anusavice با قبول توصیه Weiss در مورد ضخامت Coping در ساختن روکش‌های متال سرامیک را بدون افزایش ریسک Failure در تحت شرایط داخل دهانی تأیید نمود. با آنالیز Finite Element در مورد تحقیق خود فرضیه قبلی خود که استرس‌های تولید شده بستگی به نوع آلیاژ و ضخامت Coping دارد را با نتایج به دست آمده از مطالعه خود هماهنگ نمی‌داند. بنابراین اگر Coping‌های خیلی نازک در درمان‌های کلینیکی مورد استفاده قرار گیرند باید به اتصال (Perfect Bonding) پرسلن به آلیاژ توجه داشت. اضافه بر این وجود لایه سمان نیز می‌تواند نقشی در این فرضیه توزیع تنش داشته باشد (۱۰).

از آنجا که در روکش‌های متال سرامیک ساختار فلزی نقش ویژه‌ای در توزیع و محدود کردن تنش‌های وارده دارد بنابراین ضخامت، سختی و جنس آلیاژ نیز می‌تواند نقش تعیین کننده‌ای در توزیع و بی‌اثر کردن نیروهای تنشی اعمال شده به آن را داشته باشد. نوع سمان‌های مصرفی نیز می‌تواند در مقابل تنش‌های وارده عکس‌العملی متفاوت داشته باشند. در بررسی که بر روی سمان‌های کف‌بندی شده در زیر پرکردگی‌های آمالگام به عمل آمد قدرت سمان‌های زینک اکساید با ضخامت‌های ۲ و ۰/۵ میلی‌متر بررسی شد. در پرکردگی‌هایی که سمان زیرین آن با ضخامت ۲ میلی‌متر بود توزیع تنش

integrity سمان را به دنبال دارد (Farah, Craig 1475). بررسی ما نشان می‌دهد که به طور قابل ملاحظه سه بعدی تنش ایجاد شده در سمت لیستگوال ناحیه طوق در حدود ۱۰ مگاپاسکال است که به طور قابل ملاحظه کمتر از میزان تحمل سمان زینک فسفات است ولی در بارگذاری به روش دو بعدی مقدار تنش برابر ۱۷/۸ مگاپاسکال بود که این مقدار بیش از حد تحمل سمان مصرفی است. از تحقیقات به عمل آمده چنین استنباط می‌شود که با افزایش ضخامت کوپینگ از ۰/۳ به ۰/۶ میلی‌متر تنش برشی ایجاد شده در تعداد قابل توجهی از المان‌ها برابر است لذا با نظریه Anusavice در مطالعه FE مطابقت دارد (۱۰). با توجه به استحکام بسیاری از سمان‌ها اعمال نیروی زیاد ممکن است منجر به شکست لایه سمان در فاصله بین عاج دندان و ساختار فلزی شود و در نهایت منجر به شکست در درمان دندان مورد معالجه گردد (۷،۸،۹،۱۰).

مناسب و برعکس، زینک اکساید دارای خواص مکانیکی متفاوت و در مقابل توزیع تنش مقاومت کمتری داشتند. لذا یکی از دلایلی که باعث شکست آمالگام می‌شود پایین بودن مدول الاستیسیته مواد کف‌بندی است که در Base پرکردگی‌ها به کار می‌روند. ایده‌آل‌ترین سمان مصرفی باید دارای مدول الاستیسیته مشابه آمالگام باشد. لذا بهتر است از سمان اکسی‌فسفات در زیر آمالگام استفاده شود که دارای استحکام و قدرت تحمل بیشتری است مگر شرایطی وجود داشته باشد که باعث تحریک عصب دندان گردد (۸).

باید توجه داشت که با افزایش زاویه نیروهای اعمال شده میزان استرس ایجاد شده بیشتر خواهد بود. با افزایش اعمال نیرو از صفر به ۳۰ درجه تنش کششی در محل فاصله بین دندان و Coping برابر با ۱۶/۶ مگاپاسکال است. در صورتی که مقدار تحمل سمان برابر ۱۳/۱ مگاپاسکال است که این مقدار استرس برابر ۱۶/۶ مگاپاسکال خطر از بین رفتن

منابع

1. Farah JW, Craig RC. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974; 54(3): 859-866.
2. Moss ML, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod* 1985; 87(6): 453-470.
3. Tanne K, et al. Three dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987; 92(6): 499-504.
4. Stasta FL. Applied finite element analysis. C. B. C. Publishing Japan Ltd 1986; 1-18.
5. Basar Y, Eller C, Kratzig WB. Finite element procedures for nonlinear dynamic stability analysis of arbitrary shell structures. *Computational Mechanics* 1990; 6(3): 157-166.
6. Tanne K, et al. Movement to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 84(5): 426-431.
7. Derand T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. *Dent Mater* 1991; 7: 21-24.
8. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain fused-to-metal and porcelain Jacket Crowns. *J Dent Res* 1975; 54(2): 255-261.
9. Tanne K, et al. Biomechanical effect of anteriorly directed extracoronary forces of the craniofacial complex: A study using the finite element method. *Am J Ortho Dentogac Orthop* 1989; 95(3): 200-207.
10. Anusavice KJ, Hojjati B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns 80. *J Dental Res* 1986; 65(9): 1173-1178.
11. Pac YC, Reinhardt RA, Krejci RF. Root stress with taper-end post design in periodontally compromised teeth. *J P O* 1987; 57(3): 281-286.
12. Jones DW. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. In: Dental ceramics, proceedings of the first international symposium on ceramics, J W Mclean ed Chicago: Quintessence Publishing Co 1983; 83-144.
13. Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations, symposium on ceramics. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 644-711.
14. Mumford G. The porcelain-fused-to-metal restoration. *Dent Clin North Am* 1965; 241-244.
15. Weiss PA. New design parameters: Utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 764-785.