

## تحلیل استاتیکی تنش‌های حاصل از نوار ماتریس روی حفره MOD

## دومین پرمولر اندو شده فک بالا به روش فاینیت المنت\*

دکتر کاظم خسروی<sup>۱</sup>، دکتر مصطفی موسوی نسب، دکتر پروین خادم

## چکیده مقاله

## مقدمه

از دیر باز مسأله شکست دندان در اثر عوامل مختلف در دندانپزشکی مطرح بوده است، خصوصاً وقتی دندان معالجه ریشه شده باشد، این معضل به شکل حادثی خود را نشان می‌دهد. عوامل زمینه‌ای و علل اصلی پدیده شکست دندانی، کم و بیش شناخته شده‌اند و روشهای درمانی متعددی نیز چه برای جلوگیری از آن و چه پس از شکست دندان وجود دارد، اما این روشهای درمانی اکثراً وقت‌گیر، پرهزینه و مستلزم کار لابراتواری می‌باشند.

بر اثر تجارب بالینی این سؤال مطرح است که آیا تنش حاصل از نوار ماتریس می‌تواند در امر شکست دندانی و ایجاد ترک در دندان مؤثر واقع شود؟ و آیا این تنش از نوع تنش‌های مخرب کششی و برشی خواهد بود؟ روشهای متعددی برای اندازه‌گیری و تحلیل تنش در مطالعات مختلف به کار گرفته می‌شود. تحلیل تنش به روش مکانیکی، اطلاعات واضحی در مورد توزیع تنش و اندازه آن قبل از پدیده شکست دندان به دست نمی‌دهد. استفاده از روش فتو الاستیک در مواردی که مدل از یک یا چند ماده مختلف تشکیل شده است، ساخت مدل را با مشکل مواجه می‌سازد. فاینت المنت، روشی برای تحلیل تنش است که در سال ۱۹۸۳ توسط Robin برای نخستین بار به شکل سه بعدی استفاده شد (۱). Khera به روش فاینیت المنت نشان داد که یک حفره محافظه‌کارانه، حساسیت کمتری نسبت به شکست کاسپی دارد و تنش‌ها در حفرات عمیقتر و بزرگتر بیشتر از نوع کششی است (۲). او در سال ۱۹۹۱ مطالعه‌ای سه بعدی که به روش فاینیت المنت روی تغییرات تنش در DEJ دندان پرمولر فک بالا انجام داد، به این نتیجه رسید که به خاطر ضعف اینتراک مکانیکی بین مینا و عاج در ناحیه سرویکال مینا، این ناحیه بیشتر مستعد ترک برداشتن و نهایتاً پوسیدگی خواهد بود (۳).

محقق دیگری نشان داد که ساختمان دندان به نیروهای فشاری مقاومتر است و به دلیل استحکام کمتر دندان در مقابل تنش‌های برشی و

شکست دندان در اثر عوامل مختلف در دندانپزشکی مطرح است به ویژه وقتی دندان معالجه ریشه شده باشد که در این صورت به شکل حادثی خواهد بود. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری تنش‌های حاصل از نوار ماتریس و تأثیر این تنش در پدیده شکست و یا ایجاد ترک در دندان و نهایتاً تغییر روشهای کاربرد نوار یا نوع نوار و همچنین تغییر روشهای درمانی دندان می‌باشد.

**روشها.** از یک دندان پرمولر فک بالا که بیشترین نزدیکی را به اندازه‌های متوسط برگرفته از مطالعات قبلی داشت، برای مدل‌سازی استفاده نمودیم. روی دندان حفره‌ای MOD با عرض بوکولینگوال سه میلی‌متر در حالی که سقف پالپ شامبر برداشته شده و عمق آن به گونه‌ای باشد که کفه ژنژیوایی آن یک میلی‌متر بالاتر از CEJ قرار گرفته باشد، تهیه گردید. از دندان مورد نظر سی‌تی‌اسکن در سه بعد کورونال، ساژیتال و اگزیتال تهیه و بدین ترتیب، دندان به واسطه برنامه Nisa II مدل‌سازی شد. نیروی حاصل از نوار ماتریس نیز توسط روش Strain Gauge اندازه‌گیری گردید و سپس نیرو بر روی مدل سه بعدی تهیه شده، به روش فاینیت المنت اعمال شد.

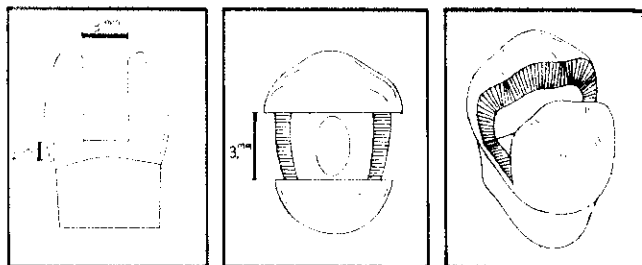
**نتایج.** در تمام موارد، تنش‌ها بیشتر خود را به شکل کشش و برش نشان دادند. تنش‌های کششی عمدتاً در یک سوم سرویکال کاسپ پالاتال قرار داشتند و تنش‌های برشی به صورت یک حلقه، دور ناحیه سرویکال دندان را احاطه کرده بودند. بیشترین میزان این نیروها در کفه ژنژیوایی طرف مزیال و در مینا متمرکز بود. با افزایش عمق و عرض حفره، میزان این تنش‌ها افزایش داشتند. خصوصاً این افزایش در موارد افزایش عمق بیشتر مشهود بود. میزان جابجایی کاسپی نیز در افزایش عمق و عرض مشاهده شد که عمدتاً در یک سوم اکلوژالی، خصوصاً در محدوده کاسپ باکال، متمرکز بود.

**بحث.** تنش‌های حاصل از نوار ماتریس بطور عمده از نوع مخرب بوده و می‌تواند منجر به شکست و یا حداقل ایجاد ترک در دندان شود. بنابراین، بهتر است تا جایی که امکان دارد از نوار ماتریس‌های نازکتر و در مدت زمان و دفعات کمتر، و همچنین از نوار ماتریس‌های آناتومیک استفاده نمود.

\* واژه‌های کلیدی: تنش؛ نوار ماتریس؛ حفره MOD؛ دومین پرمولر؛ فاینیت المنت.

\* این طرح به شماره ۷۸۰۴ در دفتر طرحهای تحقیقات معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به ثبت رسیده و هزینه آن از طرف آن معاونت پرداخت گردیده است.

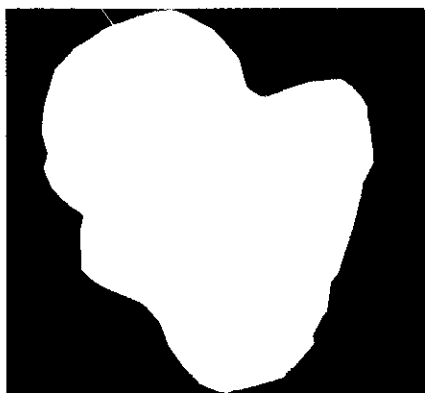
۱- گروه نرمیمی و مواد دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی استان اصفهان، اصفهان.



شکل ۱. تراش و آماده‌سازی دندان

تصاویر اسکن شده به نرم‌افزار Autocad-12 منتقل شدند و روی خطوط آنها در Autocad اقدام به ترسیم خط شد. سپس فایل‌های گرافیکی از فایل اتوکد حذف شده و برشها scale شدند تا به اندازه واقعی درآیند و پس از آن برشها روی هم قرار گرفتند. فایل آن به برنامه Nisa-II انتقال یافته و به عنوان پایه مدلسازی استفاده شد.

مدلسازی در محیط نرم‌افزاری Display-III انجام گردیده است و آنالیزها توسط برنامه Nisa-II انجام شد. کل مدل شامل ۴۵۵۶ گره و ۴۰۵۰ المان بود. تعداد المانها و گرهها قابل کنترل بوده و بسته به قدرت رایانه تحلیل‌گر مورد استفاده، تنظیم گردید. درجه آزادی سه برای هر گروه در نظر گرفته شد. بدین ترتیب مدل سه بعدی دندان ساخته شد (شکل ۲).



شکل ۲. مدل کامل المان بندی شده از دندان پرمولر اول ماگزایلا

کششی است که دندان دچار شکست می‌شود. وی مشخص کرد که ترک یا شکست به واسطه تنش برشی یا کششی ایجاد می‌شود در حالی که شدت این دو نوع از تنش فشاری کمتر هستند (۴).

از بررسی مقالات چنین بر می‌آید که تاکنون اکثر نیروهای اعمال شده بر روی دندانهای مشکوک به شکست، عمودی و یا با زوایای مختلف نسبت به زاویه عمودی بوده است و اکثراً شامل بررسی نیروهای اکلوزنی است. به همین جهت، بر آن شدیم تا یک بررسی در زمینه نیروی نوار ماتریس و تنش‌های حاصل از آن داشته باشیم.

## روشها

ابتدا یک دندان پرمولر سالم و عاری از پوسیدگی ماگزایلا که بیشترین نزدیکی به اندازه‌های متوسط دندان برگرفته از مطالعات قبلی را داشت (۷ تا ۵)، برای مدلسازی انتخاب و آن را در محلول سالیین طبیعی و دمای اتاق نگهداری نمودیم. سپس دندان را با بیستوری، برس و پامیس تمیز کرده و برای تراش در آب مقطر قرار دادیم. مدل مورد نظر را تا دو میلی‌متر زیر CEJ در اکریل قرار داده و روی آن توسط فرز الماسی توربین شماره 169L حفره‌ای MOD تراش دادیم. عرض بوکولینگوال حفره در همه جا سه میلی‌متر بوده و عمق آن به گونه‌ای تهیه گردید که کفه ژئزیوالی آن یک میلی‌متر بالاتر از CEJ قرار داشته باشد. سقف پالپ شامبر نیز برداشته شد (شکل ۱).

مدلسازی. مدل مورد نظر شامل مینا و عاج در نظر گرفته و به دلیل ضخامت بسیار کم لیگامان پیرودنتال و سمان، از مدلسازی آنها صرف نظر شد (۴ تا ۱). به دلیل این که بافتهای مثل استخوان آلوئول و ریشه و بافتهای پیرودنتال اثر مهمی روی توزیع تنش در ساختمان تاجی دندان ندارد (۲)، مدلسازی فقط تا دو میلی‌متر زیر CEJ انجام گردید.

از دندان مدل در سه بُعد: کورنال، سائزیتال و اگزایال، سی‌تی‌اسکن تهیه شد. تعداد برشها در محور کورنال و سائزیتال هر یک، ۱۰ برش و در محور اگزایال، ۱۱ برش بوده و عرض هر برش نیز یک میلی‌متر بود. در هر برش مینا، عاج و DEJ مشخص شدند.

برای انتقال تصاویر سی‌تی‌اسکن به رایانه، ابتدا این تصاویر روی کاغذ شفاف انتقال یافتند و سپس به صورت فایل‌های گرافیکی اسکن شدند.

جدول ۱. نتایج حاصل از اندازه‌گیری کرنش نوار در سه حالت مختلف و در دو Strain gauge نوار در دوره‌های مختلف.

حالت C			حالت B			حالت A		
s.g2	s.g1	دور	s.g2	s.g1	دور	s.g2	s.g1	دور
۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
۷۰۰	۱۵۱	۱	۶۷۰	۶۰	۱	۸۶	۱۷۰	۱
۱۱۰	۳۱۰	۲	۱۸۶۰	۷۰	۲	۱۲۵	۵۷۶	۲
۱۱۲۰	۲۵۰۰	۳	۲۶۰۰	۲۳۰	۳	۲۳۰	۱۵۳۰	۳
-	۲۶۰۰	۴	۲۲۰۰	۲۳۰	۴	۱۷۱۰	۲۵۲۵	۴
-	۴۰۱۰	۵	۴۷۱۰	۴۰۰	۵	۳۴۶۲	۴۸۷۰	۵

کردیم که به سوئیچ باکس متصل شده بود. دستگاه Strain inductor، کرنش را بر اساس  $\mu\epsilon$  نمایش می‌دهد و خطای آن در حدود  $10^{-5} \pm 10^{-5}$  می‌باشد (۱).

پس از اطمینان از درستی انجام مراحل کار و عدم وجود مدارهای مخرب در کل مدار تشکیل شده، در حالی که ماتریس هولدر به همراه نوار دور دندان قرار گرفته بود، با پیچاندن پیچ بزرگ (تنظیم کننده) ماتریس هولدر، مراحل بارگذاری انجام شد و کرنش در هر دور اندازه‌گیری گردید. پیچ تا زمانی پیچانده شد که به نظر ما کاملاً سفت شود (جدول ۱).

نتایج حاصل از s.g1 حالت B و s.g2 حالت C به علت جدا شدن Strain gauge از نوار ماتریس، ارزش ندارد. هر یک از این حالتها چندین بار تکرار شدند.

کرنش‌های به دست آمده طبق فرمول  $F=AE\epsilon$  به نیرو تبدیل شد و برای بارگذاری بیشترین نیرو یعنی نیروی ۱۸۲/۲۱N برای انجام بارگذاری استفاده گردید که با ارتفاع ۲mm در ناحیه حداکثر برجستگی دندان مدل اعمال شد.

این نیرو مربوط به ماتریس هولدر و نوار ماتریس تافل مایر با ضخامت ۰/۰۵ میلی‌متر بود (حالت A). نیروی مورد نظر در این ناحیه روی ۲۸ گره در سطح مدل اعمال شد که این گره‌ها نیرو را به قسمت‌های توپر داخلی و المانهای آن انتقال می‌دادند.

با استفاده از این نیرو و اعمال آن روی مدل سه بعدی که خصوصیات فیزیکی آن طبق جدول ۲ در نظر گرفته شده بود، نتایج توزیع تنش حاصل از نوار ماتریس به دست آمد.

مراحل مختلف اندازه‌گیری نیروی حاصل از نوار ماتریس نیز به شرح زیر بود. ابتدا یک ماتریس هولدر تافل مایر آمریکایی کاملاً سالم انتخاب شد، سپس سه نوع نوار ماتریس از جنس stainless steel و با مشخصات زیر انتخاب شدند.

**حالت A** نوار ماتریس تافل مایر با ضخامت ۰/۰۵۱ و عرض ۶/۴mm  
**حالت B** نوار ماتریس تافل مایر با ضخامت ۰/۰۳۵ و عرض ۶/۷۹mm  
**حالت C** نوار ماتریس meba با قطر ۰/۰۴ و عرض ۷mm.  
 Strain gauge از نوع FLG-02-17 با  $2/8 \pm 0/1$  Gauge factor و  $120 \pm 0/3$  Gauge resistance در محلی که قبلاً با تطبیق نوار با مدل در ناحیه حداکثر برجستگی دندان مشخص شده بود، به واسطه چسب سیانوآکریلات روی نوار ماتریس بطوری که روی هر نوار دو عدد Strain gauge در دو نقطه مقابل هم باشد، چسبانیده شدند.

پس از curing نهایی چسب، مراحل لحیم کاری و تثبیت نمودن Strain gauge انجام شد و مداری شامل دندان، ماتریس، Strain gauge و ماتریس هولدر تشکیل شد. حال می‌توان میزان کرنش ایجاد شده در نوار را اندازه‌گیری نمود. برای این کار قطر نوار برای هر سه نوع نوار ماتریس با کولیس اندازه‌گیری و یکسان شد. نوار در ماتریس هولدر قرار گرفته و پیچ کوچک آن کاملاً سفت گردید. سپس نوار دور دندان قرار داده شد، در حالی که انتهای Strain gauge به یک دستگاه سوئیچ باکس (Switching and Balance unit) و یک دستگاه Strain indicator از نوع E10MKII Digital Strain Bridge وصل شده بود. برای کنترل دمای محیط از Compensating temperature gauge استفاده

جدول ۲. خواص فیزیکی مورد نیاز مدلسازی برای مینا و عاج.

posson's ratio	elastic modulus MP	shear strenght MP	compres strenght MP	tensile strenght MP	
۰/۲۳	۱۸/۳×۱۰۳	۱۳۸	۲۹۷	۹۸/۷	عاج
۰/۳۱	۸۴/۱×۱۰۳	۹۰	۲۸۴	۱۰/۲	مینا

حالات نیز مشاهده می‌گردد. تنش‌های برشی در کل دندان از ۱/۰۲ تا ۸۵/۲۹، در مینا از ۵/۶۶ تا ۸۵/۲۹ و در عاج از ۱/۰۲ تا ۶۰/۶۳ متغیر و به صورت یک حلقه دور ناحیه سرویکال دندان را احاطه کرده بودند.

بیشترین مقدار این نیروها در کفه ژنژیوالی مزیال و دیستال حفره مستقر در مرکز این تنش‌ها نیز در مینا قرار داشت. نیروهای برشی تا کف حفره دسترسی و ابتدای کانالها ادامه یافته‌اند. میزان نیروهای برشی در طرف مزیال بیشتر از دیستال است.

دومین حالتی که برای تحلیل تنش در نظر گرفته شده، حالتی بود که عمق حفره در نواحی ژنژیوال یک میلی‌متر افزایش داشت یعنی کفه ژنژیوالی حفره در محاذات CE قرار می‌گرفت. در این حالت نیز نتایج ثبت شد. Principal stress در کل دندان از ۲۴/۰۳ تا ۲۱۴/۷۴، در مینا این

## نتایج

پس از اعمال نیرو و بارگذاری روی مدل سه بعدی توزیع تنش در حالت‌های متفاوتی بررسی و اندازه‌گیری شد. توزیع تنش در روی خود مدل ابتدایی یا حالت اولیه در کل دندان، مینا و عاج، بطور جداگانه بررسی شد و نتایج آن ثبت گردید. تنش‌های ذکر شده تماماً بر حسب مگاپاسکال (MPa) می‌باشند. Principal stress شامل Tensile و Compressive در کل دندان از ۳/۷۹- تا ۹۲/۰۵ متغیر بود. این تنش در مینا از ۱۶/۸۲- تا ۹۲/۰۵ و در عاج از ۱۶/۸۲- تا ۷۸/۰۴ متغیر بود.

بیشترین مقدار تنش کششی در چهارمین برش (از پایین مدل) و در یک سوم سرویکال سطح پالاتال قرار داشت. تنش فشاری در سایر نواحی، خصوصاً ثلث میانی و اکلوژالی دندان، مشاهده می‌شود. این الگو در سایر

جدول ۳. تنش‌های اصلی و برشی در مینا و عاج در حالت B

تنش‌های اصلی		تنش‌های برشی		مدل اصلی
مینا	عاج	مینا	عاج	
-۱۲/۸۶	-۱۲/۸۶	۰/۱۶۶	۰/۱۲۸	مدل اصلی
۷۲/۹۶	۶۴/۳۲	۷۰/۲۹	۴۹/۹۶	
-۱۶/۲	-۱۹/۸۱	۰/۱۵	۰/۰۸	مدل با ۱mm افزایش عمق
۱۷۶/۹۸	۱۵۱/۵۵	۱۳۰/۷۱	۷۳/۰۵	
-۳۰/۳۶	-۳۵/۹۴	۰/۱۷	۰/۱	مدل با ۲mm افزایش عمق
۳۰۰/۲۲	۲۵۷/۲۱	۲۱۴/۵۵	۱۲۳/۰۶	
-۱۹/۴۵	-۱۹/۴۵	۰/۳۶	۰/۵۹	مدل ۱mm افزایش عرض
۸۷/۶۶	۷۶/۴۹	۱۰۳/۷۷	۷۷/۸۶	

جدول ۴. تنش‌های اصلی و برشی در مینا و عاج در حالت C

تنش‌های اصلی		تنش‌های برشی		مدل اصلی
مینا	عاج	مینا	عاج	
-۸/۳	-۸/۳	۰/۱	۰/۰۸	مدل اصلی
۳۵/۵۲	۳۸/۶	۴۲/۲	۲۹/۹۹	
-۹/۷۳	-۱۱/۹	۰/۰۹۱	۰/۰۵	مدل با ۱mm افزایش عمق
۱۰۶/۲۵	۹۰/۹۸	۷۸/۴۷	۴۳/۸۵	
-۱۸/۲۲	-۲۷/۵۸	۰/۱	۰/۰۶	مدل با ۲mm افزایش عمق
۱۸۰/۲۲	۱۵۴/۴۱	۱۲۸/۸	۷۳/۸۷	
-۱۱/۶۷	-۱۱/۶۷	۰/۲۲	۰/۳۶	مدل ۱mm افزایش عرض
۵۲/۶۲	۴۵/۹۲	۶۲/۳	۴۶/۷۴	

### بحث

عوامل زیادی می‌توانند سبب تضعیف و یا احیاناً شکست دندان شوند که شاید مهمترین این عوامل عبارت از: ابرژن، اروژن، مال اکلوژن، حوادث، پوسیدگی‌ها، افزایش سن، فشارهای پارافانکشنال و تراشهای وسیع حفره

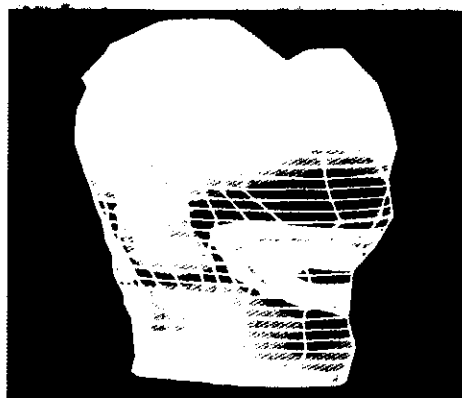
مقدار برابر با ۱۹/۶۶- تا ۲۱۴/۷۴ و در عاج نیز از ۲۴/۰۳- تا ۱۸۳/۸۸ تغییر می‌کرد. محل تجمع تنش در برش چهارم قرار داشت و عمدتاً در یک سوم سرویکال طرف پالاتال بیشترین مقدار را داشت.

تنش‌های برشی در کل دندان از ۰/۰۹۶ تا ۱۵۸/۵۹، در مینا از ۰/۱۸۵ تا ۱۵۸/۵۹ و در عاج از ۱/۰۲ تا ۸۵/۶۳ متغیر بود. محل تجمع این نیروها نیز مانند حالت قبل در کفه ژنژیوال و مزیال دیستال و در مینا متمرکز بود. در حالت سوم عمق حفره در نواحی ژنژیوال دو میلی‌متر افزایش یافت و این نتایج به دست آمد.

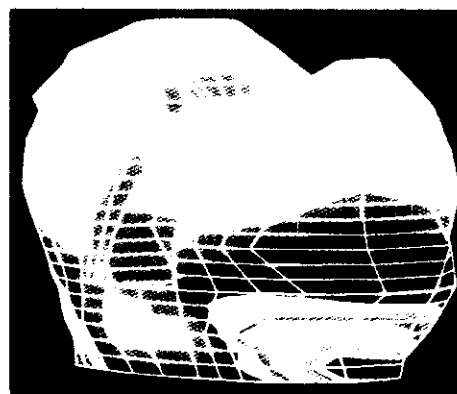
Principal stress در کل دندان از ۳۴/۷۴- تا ۳۶۴/۲۷، در مینا از ۳۶/۸۳- تا ۳۶۴/۲۷ و در عاج از ۵۵/۷۳- تا ۳۲۱/۰۸ متغیر بودند. محل تجمع این تنش در مرز برش سوم و چهارم و کمی ایپیکالی‌تر نسبت به حالت عادی قرار داشت و در یک سوم سرویکال طرف پالاتال متمرکز بود. تنش برشی در کل دندان از ۰/۱۲۶ تا ۲۶۰/۳۲، در مینا از ۰/۲۷ تا ۲۶۰/۳۲ و در عاج از ۰/۰۹ تا ۸۸/۶۳ متغیر بود. این تنش‌های برشی در کفه ژنژیوالی مزیال و دیستال و عمدتاً در مینا متمرکز بود.

در حالت چهارم عرض حفره به میزان یک میلی‌متر افزایش یافت و این نتایج به دست آمد. Principal stress در کل دندان از ۲۳/۶۰- تا ۱۰۶/۳۶ و در مینا از ۲۳- تا ۱۰۶ و در عاج نیز از ۲۳/۶۰- تا ۹۲/۸۱ متغیر بودند. این نیروها عمدتاً در برش چهارم و در یک سوم سرویکالی طرف پالاتال قرار داشتند.

تنش برشی در کل دندان از ۱/۲۹۶ تا ۱۲۵/۹۱، در مینا از ۰/۴۶ تا ۱۲۵/۹۱ و در عاج از ۰/۷۲ تا ۹۴/۴۷ متغیر بودند. محل تجمع این نیروها نیز عمدتاً در کفه ژنژیوالی طرف مزیال و دیستال و در مینا بود. میزان جابجایی نیز در حالت عادی از ۰/۰ تا ۰/۰۱ میلی‌متر در حالت دوم و سوم از ۰/۰ تا ۰/۸ و در حالت چهارم از ۰/۰۱ تا ۰/۰۲ متغیر بود. بیشترین مقدار جابجایی یا خمش در یک سوم اکلوژالی خصوصاً در محدوده کاسپ باکال قرار داشت و کمترین مقدار آن در ناحیه سرویکال مدل متمرکز بود (شکل ۳ و ۴).



شکل ۴. استرس‌های وارد به عاج در حفره عمیق شده.



شکل ۳. استرس‌های وارد به مینا در حفره عمیق شده.

نخواهند کرد. حداکثر تنش‌های برشی که در کفه ژئریوالی حفره و در مینا نواحی مزایا و دیستال متمرکز است که البته تقریباً در تمام موارد میزان تنش‌های برشی در طرف مزایا دندان بیشتر از دیستال آن است. علت این امر شاید مورفولوژی دندان در این ناحیه باشد زیرا در این قسمت، دندان دارای تقعر می‌باشد و شاید به دلیل همین تقعر و ضخامت کم میناست که حداکثر نیروهای برشی در این ناحیه دیده می‌شوند.

مهمترین عامل در تضعیف ساختمان دندانی در تراش حفرات MOD، عمق تراش می‌باشد (۹۰، ۷۵ تا ۱۲۱). در این مطالعه نیز با افزایش عمق یک میلی‌متر و سپس دو میلی‌متر میزان تنش‌های فشاری، کششی و برشی هر سه افزایش داشته‌اند و زمانی که عمق دو میلی‌متر افزایش یافته و کفه ژئریوالی حفره یک میلی‌متر پایین‌تر از CEJ واقع شده، این تنش‌ها نیز، بخصوص کششی و برشی، فوق‌العاده افزایش یافته‌اند.

تنش‌های فشاری به ۱۹Mpa در افزایش عمق و ۲۶Mpa با افزایش دو میلی‌متر عمق رسیده‌اند که چندان حائز اهمیت نیستند اما تنش کششی در افزایش دو میلی‌متر عمق به ۳۶۴Mpa و در افزایش یک میلی‌متر عمق به ۲۱۴Mpa رسیده‌اند که میزان این تنش‌ها در این حالت از استحکام کششی عاج یعنی ۷۸/۰۴ گذشته‌اند و این نشانگر این امر است که دندان در یک موقعیت بحرانی است به گونه‌ای که ممکن است پدیده شکست در یک سوم سرویکال دندان در کاسپ پالاتال رخ دهد. بطور کلی پدیده شکست در کاسپ فانکشنال دندان پرمولر بالا و همچنین بیشتر بودن شیب کاسپی، در کاسپ فانکشنال می‌باشد که در کل، مقاومت به شکست کاسپ فانکشنال را کاهش می‌دهد (۱۱، ۱۳-۱۵).

حتی اگر در این موقعیت و تحت این تنش‌های کششی زیاد شکست نیز به وقوع نپیوندد، در دندان ترک ایجاد خواهد شد که این ترک‌ها نقطه آغازی برای شکست دندان پس از ترمیم آن و تحت نیروهای اکلوزی هستند. ترک‌های مینایی نیز می‌توانند منجر به پوسیدگی و در نهایت تضعیف دندان شوند (۳، ۱۴، ۱۵).

تنش‌های برشی نیز در افزایش عمق به میزان یک میلی‌متر در کفه ژئریوال در مینا به ۱۵۸Mpa و در عاج به ۸۵Mpa رسیده‌اند. با توجه به اینکه استحکام برشی مینا ۹۰Mpa و عاج ۱۳۸Mpa است، می‌توان احتمال داد که در این حالت دندان حالتی بحرانی دارد. با افزایش دو میلی‌متر عمق کفه ژئریوالی میزان تنش برشی در مینا به ۲۶۰Mpa و در عاج به ۸۸Mpa رسیده است.

تمامی این موارد مشخص می‌کنند که میزان عاج اینتراگزیال نقش مهمتر و بارزتری نسبت به عاج بوکولینگوالی دارد، بدین نحو که کاهش آن باعث تغییر مقدار تنش‌های کششی و برشی می‌شود و مشکلاتی را ایجاد خواهد کرد (۸، ۱۰، ۱۶).

تغییر در ابعاد حفره از نظر عرض و اعمال نیرو روی آن نشان داد که با افزایش عرض حفره میزان تنش‌های فشاری، کششی و برشی هر سه افزایش می‌یابند اما این افزایش از میزان

باشند. البته به نظر می‌رسد که بیشترین علل شکست، ترمیم‌های وسیع و ضایعات پوسیده باشند. پدیده شکست دندان به چند عامل زمینه‌ای نیز بستگی دارد که عبارتند از: مورفولوژی دندان و محل قرار گرفتن آن در قوس دندانی، ابعاد حفره آماده شده و ماده ترمیمی مورد استفاده (۸، ۹). اگر به تمام موارد بالا مسأله درمان ریشه نیز اضافه شود، شکست دندان محتمل‌تر خواهد شد.

برای حفظ دندانی که مستعد به شکستن است و برای اینکه این دندان فانکشن طبیعی خود را در قوس دندانی داشته باشد، نیازمند درمان‌های پیچیده، پیشرفته، پرهزینه و وقت‌گیر می‌باشد، یعنی درمان آن اغلب روکش و احتمالاً پست و کورریختگی خواهد بود. با توجه به امکانات لابراتواری در ایران، وضعیت اقتصادی مردم و صرف وقت و هزینه زیاد، در این مورد منطقی به نظر می‌رسد که این درمان را به نحوی تعدیل و یا تغییر داد. ماتبوق تجارب بالینی که با آن مواجه شده‌ایم، حدس زدیم که نیروی ناشی از نوار ماتریس نیز می‌تواند در پدیده شکست دندانی و یا ایجاد ترک در دندان نقش داشته باشد. با اندازه‌گیری نیرو و اعمال آن روی مدل سه بعدی و با بررسی نتایج به دست آمده می‌توان دریافت که با اعمال نیرو روی دندان مدل از میزان تنش‌های فشاری نسبت به کششی و برشی کاسته شده و میزان تنش‌های کششی و برشی افزایش داشته است. مقاومت دندان در برابر تنش‌های فشاری بسیار بیشتر از کششی و برشی است (۴) و این نیروها به میزان کم هم می‌توانند مخرب باشند و منجر به شکست دندان و یا ایجاد ترک در مینا شوند. در مدل اصلی، حداکثر تنش‌های کششی حاصل از نیروی نوار ماتریس در یک سوم سرویکالی کاسپ پالاتالی (فانکشنال) متمرکز بود که البته مرکز این تنش‌های کششی در مینا قرار داشت و مقدار آن برابر ۹۲/۰۵Mpa بود. با توجه به اینکه استحکام کششی مینا در حدود ۱۰/۳Mpa است، این نیرو برای مینا به تنهایی مشکل‌آفرین است. اما مینا به واسطه ناحیه DEJ روی عاج قرار دارد و استحکام کششی برای عاج حدود ۷۸/۰۴Mpa است. پس تا حدی عاج می‌تواند این تنش کششی را تحمل کند ولی باند بین مینا و عاج در ناحیه سرویکال نسبت به سایر نواحی DEJ ضعیف‌تر است، بنابراین، ممکن است مینا دچار ترک شود زیرا تجمع و تمرکز تنش در ناحیه سرویکال زیاد است.

تنش‌های فشاری که بطور عمده در نواحی یک سوم مینا و اکلوزالی دندان قرار دارند، مشکل چندان ایجاد نخواهند کرد، زیرا همان گونه که قبلاً گفتیم، دندان در مقابل تنش‌های فشاری مقاومتر است چون استحکام فشاری مینا ۳۸۲Mpa و عاج ۲۹۷Mpa می‌باشد و تنش‌های فشاری ایجاد شده در این حالت نیز چیزی حدود ۱۶Mpa در مینا و عاج است.

تنش‌های برشی در مینا و خود دندان ۸۵/۲۹Mpa بوده که از مقدار تنش‌ها در عاج که حدود ۶۰/۶۳Mpa است، بیشتر می‌باشد در حالی که استحکام برشی عاج ۱۳۸Mpa و برای مینا ۹۰Mpa است. اما چون عاج، مینا را حمایت می‌کند، این نیروها در این حالت احتمالاً مشکلی را ایجاد

قبلی اظهار داشته‌اند که در دندانهای معالجه ریشه شده دارای حفره MOD، میزان خمش از  $10\mu\text{m}$  بیشتر خواهد بود (۱۹).

در ترمیم دندانها خصوصاً دندانهای معالجه ریشه شده، تا زمانی که نوار ماتریس دور دندان قرار دارد، باید به گونه‌ای کارکرد و از موادی استفاده نمود که میزان تنش ناشی از نوار ماتریس را کاهش دهند.

در مورد مواد باند شونده به دندان (مینا و عاج) باید گفت که این مواد نوک کاسپ‌ها را به طرف هم می‌کشند و جابجایی ایجاد می‌کنند و این امر باعث ایجاد ترک در ناحیه سرویکال دندان می‌شود (۱۴، ۱۵، ۱۹-۲۲). با بستن نوار ماتریس و استفاده از این مواد نیز میزان خمش زیادتر شده و تنش در سرویکال دندان تجمع می‌یابند و این امر نیز می‌تواند به وقوع پدیده شکست کمک نماید.

در مورد آمالگام، وقتی پیچ بزرگ تنظیم کننده ماتریس هولدر را در حین پک کردن آمالگام باز می‌کنیم از میزان تنش وارده به دندان کاسته خواهد شد زیرا مقدار کرنش با بازکردن پیچ کاهش می‌یابد.

شاید از محاسن بزرگ نوار ماتریس‌های نازکتر و با ضخامت کمتر این است که در صورت اعمال نیروی زیاد از حد در این حالت نوار پاره می‌شود و از وارد شدن و ادامه نیروهای مخرب روی دندان و تضعیف آن جلوگیری می‌گردد. اما در مورد نوار ماتریس‌های ضخیم و یا با ضخامت زیاد، نوار در مقابل نیرو مقاومت کرده و به حد پارگی نمی‌رسد و نیرو را به دندان انتقال و منجر به شکست و یا ایجاد ترک در دندان ضعیف شده خواهد شد.

در مورد نوار ماتریس Meba با ضخامت  $0.4$  میلی‌متر به نظر می‌رسد که چون این نوار فاقد فرم آناتومیک مناسب دندان بوده و وقتی هم نوار ماتریس دور دندان بسته می‌شود یک استوانه ایجاد می‌کند، نحوه انتقال نیرو به گونه‌ای و در راستای دیگری خواهد بود. این نوار از فرم آناتومیک دندان پیروی نمی‌کند، بنابراین، نیروی کمتر این نوع نوار چیزی را ثابت نمی‌کند.

افزایش در زمانی که عمق افزایش می‌یافت، کمتر است. در این حالت تنش فشاری در مینا به حدود  $23\text{Mpa}$  رسیده است که از اهمیت بالایی برخوردار نیست اما تنش کششی در مینا به  $106\text{Mpa}$  و در عاج به  $92\text{Mpa}$  رسیده است که نسبت به استحکام کششی مینا  $10/3\text{Mpa}$  و عاج  $78/04\text{Mpa}$  اعداد قابل بررسی‌ای هستند، اما این اعداد در مقایسه با افزایش عمق به میزان دو میلی‌متر که تنش کششی برای مینا  $364\text{Mpa}$  و برای عاج  $312\text{Mpa}$  است بسیار کمترند. در اینجا این نکته حائز اهمیت است که اگر عمق و عرض حفره هر دو افزایش یابند، میزان شکست در دندان مسلماً به میزان زیادی افزایش خواهد یافت.

با افزایش عرض حفره و ارتفاع آن، میزان تنش‌های یک سوم سرویکالی دندان افزایش یافته و میزان خمش کاسپی در ناحیه اکلوزالی افزایش می‌یابد. این تأثیر در طولانی مدت استعداد دندان را به شکست به علت خستگی و یا شاید ضربه بیشتر می‌کند (۴، ۶، ۱۷، ۱۸).

البته شاید خستگی در دراز مدت برای نوار ماتریس مطرح نباشد، منتها این امر اهمیت مدت زمان بستن نوار ماتریس و حتی تعداد دفعات بستن نوار ماتریس و تطابق آن را بیشتر مطرح می‌سازد و نشان می‌دهد که هر چه فرد ماهرتر بوده و نوار را مدت زمان کمتری دور دندان نگه دارد (البته نه کمتر از حد لزوم برای انجام پر کردن حفره) و عمل بستن نوار ماتریس را یکبار در طی ترمیم انجام دهد، از امکان ایجاد ترک یا شکستگی در دندان جلوگیری خواهد کرد.

در این مطالعه با افزایش عرض حفره، میزان خمش یا جابجایی کاسپی از  $0.1$  میلی‌متر به  $0.2$  میلی‌متر رسیده است و بطور عمده در کاسپ بلندتر یعنی باکال در یک سوم اکلوزالی آن قرار داشته است. اما با افزایش عمق به میزان دو میلی‌متر، میزان خمش یا جابجایی کاسپی در حدود  $0.8$  میلی‌متر بوده است که میزان جابجایی نیز قابل توجه است، مطالعات

## مراجع

- 1- Rubin C, et al. Stress analysis of human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983; 62(2): 82-6.
- 2- Khera SC, Gole VK, Chen RCS, Gurusami SA. A three dimensional finite element model. *Oper Dent* 1988; 13: 128-37.
- 3- Goel VK, Khera SC. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth: A finite element investigation. *J Prosth Dent* 1991; 66: 451-9.
- 4- Delller DS, Darendelller H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three dimensional finite element method. *J Oral Rehabit* 1992; 19: 371-83.
- 5- Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, Navarro A. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosth Dent* 1980; 43: 419-22.
- 6- Khera SC, Carpenter CW, Vetter JD. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosth Dent* 1990; 64: 139-47.

*Archive of SID*

- 7- Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res* 1986; 65: 149-53.
- 8- Papavasiliou G, Kamposiora PH. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type and loading during function. *British Dent J* 1996; 161: 410-14.
- 9- Vale WA. Cavity preparation and futuer thoughts of high speed. *Br Dent* 1979; 107: 333-49.
- 10- Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities of the strength of teeth. *Oper Dent* 1981; 6: 2-5.
- 11- Cavel TW, Kelsey WP, Blankeheu RJ. An invivo study of cuspal fracture. *J Prosth Dent* 1985; 53: 38-41.
- 12- Blaster PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effect of calss II preparations of resistance of teeth to fracture. *Oper Dent* 1983; 8: 6-10.
- 13- Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Strudevant JR. *The art and science of operative dentistry*. 3rd Ed. Mosby Co. 1995: 42.
- 14- Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosth Dent* 1986; 55: 184-5.
- 15- El Mowafy OM. Fracture strenght and fracture patterns of maxillary premolars with approximal solt cavisties. *Oper Dent* 1993; 18: 160-6.
- 16- Re Gerald J, Norling Barry K. Fracture molars with axial forces. *J Dent Res* 1981; 60(4): 805-8.
- 17- Caron GA, Murchison DF, Broom JC, Chohe RB. Resistance to fracture of teeth with various prepared for amalgam. *J Dent Res* 1994; 73: 127 Abst 208.
- 18- Berry TG, Laswell HR, Osborne JW, Gale EN. Width of isthmus and marginal failur of restorations of amalgam. *Oper Dent* 1981; 6: 55-8.
- 19- Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endodontics* 1995; 21: 57-62.
- 20- Morin D, Delong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by acid etch technique. *J Dentres* 1984; 63: 1075-2.
- 21- Mackensie DF. The reinforcing effect of MOD acid etch composite restorations on weakened posterior teeth. *Br Dent J*, 1996; 161: 410-14.
- 22- Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures of the strength of endodontically treated molars. *J Endodontics* 1994; 20: 479-85.