

## بررسی میزان گیر مواد مختلف ترمیمی در ضایعات سایشی طوق دندان به روش اجزای محدود سه بعدی

### چکیده

به نظر می‌رسد عامل اصلی در ایجاد ضایعات سرویکالی غیر پوسیده و همچنین از دست رفتن ترمیم‌های آن خمش دندان (Tooth Flexure) باشد. از این رو بر آن شدیم تا تحقیق در مورد علت اصلی ایجاد ضایعات سرویکالی و همچنین مقایسه میزان گیر مواد مختلف ترمیمی در این نواحی به روش اجزای محدود سه بعدی (Tree-Dimensional Finite element analysis) و برنامه SAP 90 که روشی ریاضی است انجام دهیم. از یک دندان پر مولر اول فک پایین سمت چپ مقاطع ۰/۵ میلی متری تهیه و به روش اجزای محدود و المان آجری ۸ گره‌ای مش بندی گردید و مختصات Y.X و Z هر گره به کامپیوتر داده شد. بدین ترتیب تصویری سه بعدی از دندان مورد نظر حاصل گردید. سه طرح حفره V شکل در بالا، در محل و در زیر CEJ با حذف المانهای مربوطه در نظر گرفته شد. دو ماده کامپازیت و گلاس یونر به عنوان ماده ترمیمی جهت ترمیم حفرات Class V انتخاب و خواص فیزیکی آنها به کامپیوتر داده شد. بار وارده بر دندان در دو جهت عمود بر سطح اکلوزال به عنوان نیروی سنتریک و با زاویه ۴۵ درجه به عنوان نیروهای اکستریک در نظر گرفته شد و مقادیر حداکثر نیروی جانبی و عمودی که باعث آغاز گسستگی بین ماده ترمیمی و حفره می‌گردند برای هر تحلیل محاسبه گردید. نتایج نشان داد که دندانها دارای ساختمانی سخت نیستند و از این رو در طی وارد شدن بار بر روی آنها دچار تغییر شکل و خمش می‌گردند که می‌تواند عامل ایجادکننده ضایعات سرویکالی و همچنین سبب از دست رفتن ترمیم‌های این ناحیه گردد. از این رو باید هنگام قرار دادن ترمیم‌های ناحیه سرویکال این فاکتور را به طور جدی مورد توجه قرار دهیم.

#### عنوان مقاله:

بررسی میزان گیر مواد مختلف ترمیمی در ضایعات سایشی طوق دندان به روش اجزای محدود سه بعدی

نام نویسندگان:

دکتر جمشید باقری

دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی مشهد

دکتر محمدجواد مقدس

استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی مشهد

دکتر رضایی یونس

دانشیار دانشکده فنی مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد

مهندس مجیدرضا ناظم

کارشناس ارشد سازه

#### مقدمه

موضوع مهمی که در ارتباط با ضایعات ناحیه سرویکال مطرح است این است که با توجه به این که ترمیمهای این ناحیه تحت فشارهای شدید اکلوزال قرار نداشته و در ناحیه‌ای نسبتاً کم فشار قرار گرفته و تماسهای مستقیمی در حین اعمال جویدن و بروکسیزم بر آن وارد نمی‌شود، علت شکست در ترمیم این نواحی چیست و چرا در مواردی ظاهراً بدون علت خاص، این ترمیمها با شکست مواجه می‌شوند؟ برای پاسخگویی به این سؤال تاکنون مطالعات زیادی بر روی فاکتورهای مواد و مقایسه محصولات انجام شده است. گرچه اختلافات موجود در مواد بر روی چسبندگی مؤثر هستند ولی متغیرهای وابسته کلینیکی مهم دیگری هم وجود دارند که احتیاج به بررسی بیشتر دارد. از این میان خمش دندان (tooth flexure) به عنوان یک شرکت کننده مهم و اصلی در شکست (failure) ترمیمهای ناحیه سرویکالی دندان مورد توجه قرار گرفته است.

(tooth flexure) در ارتباط با دور و پدادمی باشد. تغییر شکل جانبی دندان (lateral tooth deformation) که توسط نیروهای اکلوزالی خارج مرکزی (eccentric) ایجاد شده و منجر به تنش کششی (tensile stress) در لبه‌های ترمیم سرویکال می‌گردد، و تغییر شکل عمودی (vertical deformation) دندان (barreling) که توسط نیروهای سنگین مرکزی (heavy centric forces) که شامل بروکسیزم یا اکلوزن استرس‌زا می‌باشد ایجاد و ترمیم ناحیه سرویکال را فشرده نموده و نهایتاً برش (Shear) در

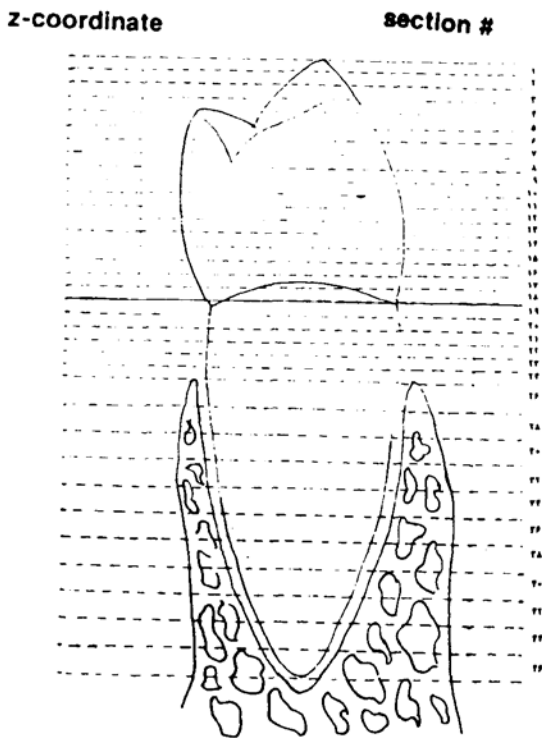
لبه‌های آن ایجاد می‌نماید<sup>(۱)</sup>. به نظر می‌رسد این نیروهای خمش دهنده (flexural) قابلیت کنده شدن (debonding) ترمیمهای سرویکال، به ویژه ترمیمهایی که بدون گیر ماکرو مکانیکال (macromechanical) می‌باشند را داشته باشد<sup>(۲)</sup> با توجه به مطالب مطرح شده دربارهٔ ایجاد ضایعات سرویکالی و از دست رفتن ترمیمهای آن که به نظر می‌رسد عامل اصلی در هر دو خمش دندان باشد بر آن شدیم تا تحقیقی در مورد علت اصلی ایجاد ضایعات سرویکال و ترمیمهای ناحیه سرویکال دندان انجام داده و میزان نیروی حاصل و سازگاری آن با مواد مختلف ترمیمی و همچنین میزان تنش و سازگاری با نیروی چسبندگی به دندان در نواحی مختلف را مورد بررسی قرار دهیم. انجام این تحقیق به روش کلینیکی مستلزم وجود تعداد زیادی بیماران با ضایعات سرویکالی Vedge Shape و اکلوزن خاص و بالاخره follow-up طولانی بود. از طرفی انجام آن به روش آزمایشگاهی به علل مختلف من جمله از دست رفتن آب در دندان، از دست رفتن حیات دندان و بالطبع نبودن فشار پالپی و ... که موجب به هم خوردن شرایط چسبندگی مواد به نسوج دندانی می‌گردند امکان پذیر نبود. بنابراین از روش اجزای محدود سه بعدی (Three-Dimensional finite element analysis) و برنامه SAP 90 که روشی ریاضی است و جهت تحلیل سازه‌های مهندسی به کار می‌رود استفاده شده است.

#### مواد و روش کار

##### تهیه مدل

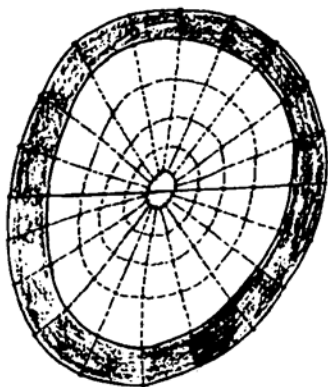
یک قسمت از مندیبول از مزایال دندان کانین تا دیستال پرمولر دوم به همراه دندانها برش داده شد و دندان پرمولر اول سمت چپ فک پایین مدنظر بود. آن گاه برش فوق در داخل یک مکعب مستطیل که به طور اختصاصی با ابعاد ۲/۵ در ۵ سانتی متر و به ارتفاع ۴ سانتی متر طراحی شده بود قرار داده شد، طوری که تمام حجم آن داخل جعبه قرار گرفته و سطح اکلوزال موازی افق بسود و آن گاه در اپوکسی رزین مدفون شد و مراحل پلیمریزیشن اپوکسی رزین به مدت ۲۴ ساعت در انکوباتور ۳۷ °C انجام شد.

سپس بر روی دستگاه ساینده جهت سایش سریالی از سطح اکلوزال قرار می‌گرفت تا بتوان اطلاعاتی درباره ابعاد ژئومتریکی دندان، بافتها و ساختمان احاطه کننده آن به دست آورد. سایش به طور افقی و موازی با پلان اکلوزال به ضخامت ۰/۵ میلی متر



شکل ۱- برشهای مختلف که در طی برش سریالی ایجاد شده است. محل هر برش ساییده شده، مختصات Z آن و رابطه عمودی با نوک کاسپ با کال در این شکل نشان داده شده است.

با توجه به این مطلب که تحلیل توزیع تنش در دندان با روش اجزای محدود (Finite elements) و المان آجری ۸ گرهی (8-nodal brick element) انجام می‌شود، هر مقطع به شکل چهارضلعی‌هایی مش‌بندی گردید (شکل ۲).



شکل ۲- مقطع شماره ۱۶ که براساس اصول اجزای محدود مش‌بندی شده است. نواحی تیره اطراف مینا، حفره میانی پالپ چمبر و بین این دو عاج قرار دارد.

در هر بار انجام شد. دقت دستگاه فوق در حد  $\pm 2$  میکرون بود. پس از این که اولین سایش از سطح اکلوزال به میزان  $0.5/0$  میلی‌متر انجام شد. قطعه مورد نظر از روی دستگاه ساب برداشته و بر روی محل ثابتی قرار گرفت و از سطح ساییده شده توسط دوربین عکاسی، اسلاید به‌طریقه Life Size به‌عمل آمد، مجدداً قطعه بر روی دستگاه قرار گرفته و سایش بعدی انجام می‌گرفت و تهیه اسلاید انجام می‌شد. در تمام مقاطع ساییده شده فاصله دوربین تا سطح ساییده شده ثابت باقی می‌ماند. سطح ساییده شده -حدود (outlines) ساختمانهای دندان و/یا استخوان احاطه‌کننده آن را نشان می‌داد، طوری که ژئومتری (هندسه) دندان، مینا، عاج، استخوان احاطه‌کننده و پالپ چمبر یا کانال ریشه مشخص شود. این مراحل سایش تکرار شده تا این که به‌بوردر تحتانی مندیبول رسید. به‌این ترتیب ۴۶ مقطع ساییده شده از نوک کاسپ با کال تا انتهای آپکس دندان با فواصل  $0.5/0$  میلی‌متر تهیه شد.

در مرحله بعد تصویر اسلایدها با بزرگ‌نمایی ۴۰ برابر بر روی پرده‌ای که در روی آن کاغذ تریسینگ نصب شده بود انداخته شد و حدود مینا، عاج، پالپ، پرئودنتال لیگامنت و استخوان احاطه‌کننده دندان برای هر مقطع جهت به‌دست آوردن محور Z (Z-Cordination) بر روی کاغذ مذکور یادداشت گردید. همچنین کناره سمت راست و کناره تحتانی مکعب رزینی به ترتیب به‌عنوان محور Y و X در نظر گرفته شد. به‌این ترتیب ۴۶ تصویر از مقاطع ساییده شده سریالی جهت تعیین گره‌ها (nodes) و مشخص نمودن المانها به‌دست آمد.

هرچند که بافت پرئودنتال، استخوان آلوئولار احاطه‌کننده و خصوصیات فیزیکی این بافتها در مدل فوق منظور شده بود، ولی به‌خاطر این که بررسی اطلاعات نشان داده بود که این بافتها هیچ اثر قابل توجهی (Significant) بر روی توزیع استرس در ساختمان تاجی دندان ندارد<sup>(۳)</sup>، بنابراین در آنالیزها استخوان احاطه‌کننده آلوئولار به‌عنوان تکیه‌گاه در نظر گرفته شد و همچنین از مقطع شماره ۲۲ که سه میلی‌متر زیر C.E.J می‌باشد، به‌علت اهمیت کمتر در توزیع استرس تا انتهای آپکس دندان مقاطع تهیه شده به‌صورت یک در میان حذف گردید. به‌این ترتیب از نوک کاسپ تا ۳ میلی‌متر زیر C.E.J شامل ۲۴ مقطع با فواصل  $0.5/0$  میلی‌متری و از مقطع ۲۴ تا انتهای آپکس دندان شامل ۱۱ مقطع با فواصل ۱ میلی‌متری گردید (شکل ۱).

مش بندی دندان براساس اصول اجزای محدود انجام پذیرفته و سعی شده است که شبکه های ایجاد شده به مربع نزدیکتر بوده و تبدیل المانها از بزرگ به کوچک به طور یکنواخت انجام شود. باید افزود که نحوه مش بندی و انتخاب شکل المانها اثرات مهمی بر نتایج روش اجزای محدود دارد. برای این منظور مقاطع ۲ تا ۱۰ شامل ۱۳۰ گره، مقاطع ۱۱ تا ۲۳ به علت وجود فضای

Pulp شامل ۱۲۰ گره و مقاطع ۲۴ تا ۴۴ به خاطر وجود لایه پرودنتال لیگامنت (P.D.L) شامل ۱۴۰ گره می باشند. به این ترتیب کل مقاطع شامل ۴۲۷۰ گره گردید و به این ترتیب مدل دندان همراه با P.D.L از ۳۷۰۰ المان تشکیل شد که شامل ۱۸۸۰ المان در قسمت تاجی، ۱۶۰۰ المان در قسمت ریشه ای، و ۲۲۰ المان در قسمت P.D.L بود (جدول ۱).

جدول ۱- شماره مقطع برش خورده به همراه شماره گره شروع و شماره المان شروع

شماره مقطع	شماره گره شروع	شماره المان شروع	شماره مقطع	شماره گره شروع	شماره المان شروع
1	-	-	30	3151	2741
2	1	1	32	3291	2861
3	131	121	34	3431	2981
4	261	241	36	3571	3101
5	391	361	38	3711	3221
6	521	481	40	3851	3341
7	651	601	42	3991	3461
8	781	721	44	4131	3581
9	911	841	46	-	-
10	1041	961	-	-	-
11	1171	1081	-	-	-
12	1291	1181	-	-	-
13	1411	1281	-	-	-
14	1531	1381	-	-	-
15	1651	1481	-	-	-
16	1771	1581	-	-	-
17	1891	1681	-	-	-
18	2011	1781	-	-	-
19	2131	1881	-	-	-
20	2251	1981	-	-	-
21	2371	2081	-	-	-
22	2491	2181	-	-	-
23	2611	2281	-	-	-
24	2371	2381	-	-	-
26	2871	2501	-	-	-
28	3011	2621	-	-	-

تعداد کل گره ها 4270

تعداد کل المانها 3700

همچنین به منظور ارزیابی این تنشها بر روی دندانهایی که دارای حفرات ترمیم شده در نواحی مختلف سرویکالی می‌باشند، با توجه به خصوصیتی که یک حفره کلاس ۷ بدون گیر، دارا می‌باشد، حفره‌ای ۷ شکل با ابعاد ۲ میلی‌متر در جهت اکلوز و جینجیوال، ۳ میلی‌متر در جهت مزودیستال و با عمق ۱/۵ میلی‌متر بدون ایجاد گیر ماکرو مکانیکال در سطح باکال دندان در نظر گرفته شده است. این طرح حفره با حذف المانها در سه ناحیه مختلف سرویکالی به صورت ذیل در نظر گرفته شده است.

#### طراحی حفرات

۱- حفره شماره ۱ شامل تپه حفره‌ای است که ۱ میلی‌متر بالای C.E.z قرار داشته و حدود حفره تماماً توسط مینا پوشیده شده و به دو صورت bevel شده و بدون bevel جهت ترمیم با مواد مختلف ترمیمی طراحی شده است. عرض bevel در تمام تپه حفرات ۰/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شده است.

۲- در حفره شماره ۲ نیمه اکلوزالی آن در بالای C.E.z و نیمه سرویکالی آن در زیر C.E.z واقع شده است. حدود حفره در نیمه اکلوزالی توسط مینا پوشیده شده و به دو صورت bevel شده و بدون bevel طراحی شده است و حدود حفره در نیمه جینجیوالی بر روی سمان یا عاج قرار داشته و بدون bevel می‌باشد.

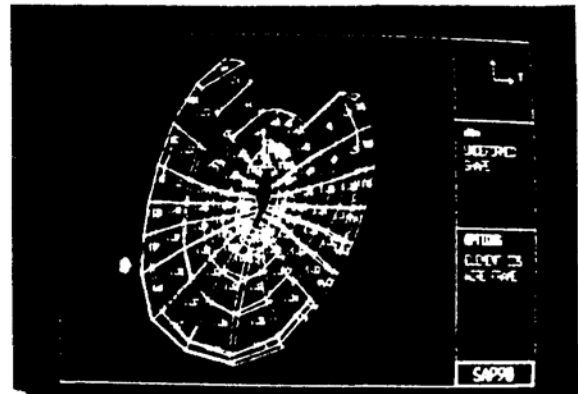
۳- حفره شماره ۳ تماماً در زیر C.E.z و بر روی ریشه دندان واقع شده است.

جهت تپه حفره در مدل سه بعدی دندان کافی بود تا شماره المانهای قرار گرفته در محدوده حفره مشخص و حذف گردند و بدین طریق در شبکه سه بعدی دندان، تپه حفره ایجاد شود (شکل ۴). جهت در نظر گرفتن حفره ترمیم شده با مواد ترمیمی، کافی است تا خصوصیات فیزیکی ماده ترمیمی به همراه میزان استحکام برشی (Shear Strength) آن برای هر ماده معین گردد و به این ترتیب تپه حفره ایجاد شده در مدل سه بعدی دندان به صورت ترمیم شده در نظر گرفته شود.

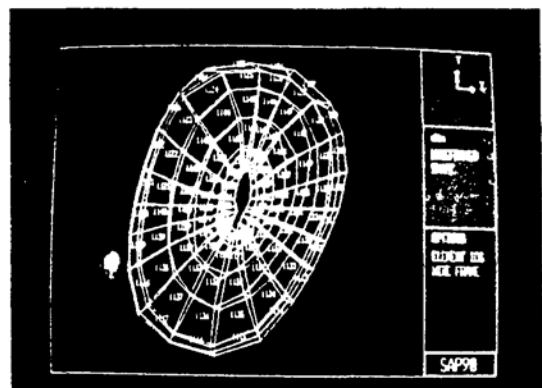
دو ماده ترمیمی کامپازیت (Hybrid, Microfilled) و کلاس ینومر که به طور معمول جهت ترمیم چنین حفراتی

در مرحله بعد جهت به دست آوردن مختصات گره‌های مشخص شده بر روی هر مقطع، تصاویر هر مقطع در زیر کاغذ شطرنجی کالک قرار گرفت و مختصات X و Y هر گره نسبت به مبدأ محور X و Y به دست آمد. به این ترتیب مختصات X، Y و Z هر گره و موقعیت آن در فضا مشخص گردید.

خواص فیزیکی مواد ایزوتروپیک مینا، عاج، ایاف پرودنتال و همچنین مواد استفاده شده در ترمیم حفرات کلاس ۵ «شکل ۷» از مآخذ مختلف استخراج شد که در جدول (۲) نشان داده شده است. مختصات به دست آمده جهت آنالیز اطلاعات به کامپیوتر داده شد و بدین ترتیب تصویری سه بعدی از دندان مورد نظر حاصل گردید (شکل ۳).

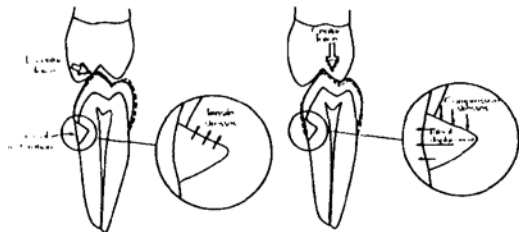


شکل ۳- مقطع شماره ۱۶ که شماره المانهای آن مشخص شده است.



شکل ۴- مقطع شماره ۱۶ پس از حذف المانهای ناحیه باکال دندان جهت تشکیل حفره در شبکه سه بعدی دندان

مقادیر حداکثر نیروی جانبی و عمودی که باعث آغاز گسستگی بین ماده ترمیمی و حفره می‌گردند برای هر تحلیل محاسبه گردید.



شکل ۵- ترسیم شماتیک خمش دندان که منجر به تنشهای سرویکال می‌گردد. A. خمش جانبی ناشی از نیروهای خارج مرکزی موجب ایجاد تنشهای کششی در لبه‌های ترمیم موجود در ناحیه C. E. G. سطح فیشیال می‌شود. B. نیروهای شدید سنتریک (مرکزی) موجب می‌شود که دندان در ناحیه طوق مانند بشکند آجیو تورم پیدا کند (barreling). این حالت، تنشهای فشار در لبه‌های ترمیم‌هایی که در هر جای C. E. G. باشند ایجاد می‌کنند و موجب جابه‌جایی جانبی (افتادن) ترمیم می‌گردد.

### نتایج

در آزمون اول و دوم چسبندگی ماده ترمیمی فقط بین کامپازیت رزین و قسمتهای مینای حفره بوده و ماده ترمیمی در قسمتهای عاجی حفره فاقد چسبندگی مؤثر می‌باشد. کامپازیت رزین مصرفی در آزمون اول از نوع Hybrid که دارای ضریب الاستیسیته بالاست می‌باشد و در آزمون دوم از نوع Microfilled که دارای ضریب الاستیسیته پایین‌تری است می‌باشد. در هنگام بارگذاری اول حداکثر نیروی جانبی که سبب شروع گسستگی در ترمیم می‌گردد، برای کامپازیت Microfilled بیشتر از Hybrid می‌باشد. به همین ترتیب در بارگذاری دوم که حداکثر نیروی عمودی جهت شروع گسستگی در ترمیم اعمال می‌گردد، همین ترتیب وجود داشته و مقدار آن برای کامپازیت Microfilled نسبت به کامپازیت Hybrid بیشتر است (جدول ۵) از این رو می‌توان نتیجه گرفت در حالتی که حفره ترمیم شده در بالای C.E.J. قرار داشته و دندان تحت نیروهای جانبی و عمودی قرار می‌گیرد، مقدار حداکثر نیروی لازم برای شروع گسیختگی بین ماده ترمیمی و دندان در دو نوع مختلف کامپازیت با هم متفاوت بوده و مقدار آن برای کامپازیت Microfilled بیشتر است. به عبارت دیگر مقاومت کامپازیت Microfilled در مقابل نیروهای وارده سنتریک و اکسنتریک در مقایسه با کامپازیت Hybrid جهت شروع گسیختگی بیشتر می‌باشد.

در کلینیک استفاده می‌شوند، در نظر گرفته شد. میزان Shear bond strength آنها در جدول (۳) مشخص شده است. ترمیم حفرات تهیه شده مطابق جدول (۴) در نظر گرفته شد و خواص فیزیکی مواد فوق همراه با میزان shear bond strength هر یک از آنها جهت تحلیل به کامپیوتر وارد شد.

جدول ۲- خواص فیزیکی مواد

MATERIAL	E(MPa)	U( $\mu$ )	R
ENAMEL	84000	0.33	34
DENTIN	18000	0.31	34
PULP	2.03	0.45	38
PERIODONTAL LIGAMENT	68	0.45	39
COMPOSITE HYBRID	9500	0.38	10
COMPOSITE MICROFILLD	4500	0.38	10
GLASS IONOMER	20000	0.35	40

E = MODULUS OF ELASTICITY

U = POISSON'S RATIO

R = REFERENCES

جدول ۳- میزان Shear bond strength مواد به یکدیگر

reference	shear bond strength	MATERIAL
۲۱	۳۳	کامپازیت به مینای اج شده
۲۲	۲۱/۴	کامپازیت به عاج توسط d.b.a (All-Bond2)
۳۳	۱۰	کامپازیت به گلاس یونمر
۳۳	۱۲/۵	گلاس یونمر به مینا
۳۳	۱۰/۵	گلاس یونمر به عاج

به این ترتیب ۱۳ آزمون در ارتباط با ۳ طرح تهیه حفره ترمیم شده به روشهای مختلف مورد آنالیز قرار گرفته و مشخص شد که کدام ماده تحمل بیشتری در برابر تنشهایی که موجب شکستگی یا جداشدگی ناخواسته ترمیم می‌گردند خواهند داشت. بار وارده بر دندان در دو جهت عمود بر سطح الکزوال (موازی با محور طولی دندان) به عنوان نیروی سنتریک و با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور طولی دندان به عنوان نیروهای اکسنتریک در نظر گرفته شد (شکل ۵). و

جدول ۴- گروه بندی آزمونهای انجام شده

نام گروه آزمون	محل قرار گرفتن حفره	نوع مواد استفاده شده در ترمیم
t <sub>2a</sub>	حفره در بالای C.E.J.	ترمیم توسط کامپازیت Hybrid
t <sub>2b</sub>	حفره در بالای C.E.J.	ترمیم توسط کامپازیت Microfilled
t <sub>2c</sub>	حفره در بالای C.E.J.	ترمیم توسط گلاس ینومر Fuji II LC
t <sub>2d</sub>	حفره در بالای C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Microfilled
t <sub>2e</sub>	حفره در بالای C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Hybrid
t <sub>3a</sub>	حفره در ناحیه C.E.J.	ترمیم توسط گلاس ینومر Fuji II LC
t <sub>3b</sub>	حفره در ناحیه C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Hybrid
t <sub>3c</sub>	حفره در ناحیه C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Microfilled
t <sub>3d</sub>	حفره در ناحیه C.E.J.	ترمیم توسط گلاس ینومر Fuji II LC + Microfilled
t <sub>3e</sub>	حفره در ناحیه C.E.J.	ترمیم توسط گلاس ینومر Fuji II LC + d.b.a + Hybrid
t <sub>4a</sub>	حفره در زیر C.E.J.	ترمیم توسط گلاس ینومر Fuji II LC
t <sub>4b</sub>	حفره در زیر C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Hybrid
t <sub>4c</sub>	حفره در زیر C.E.J.	ترمیم توسط d.b.a و کامپازیت Microfilled

نیروی مورد نیاز برای شروع گسیختگی در کامپازیت متصل به مینا است.

جدول ۵- حداکثر نیروی عمودی و حداکثر نیروی جانبی که باعث شروع گسیختگی در طرح حفره شماره ۱ می شود.

محل آزمون	حداکثر نیروی عمودی (N)	حداکثر نیروی جانبی (N)	چسبندگی مجاز (Mpa)	ملاحظات (N)
t <sub>1a</sub>	695	584	23	
t <sub>1b</sub>	1061	844	23	
t <sub>2c-d</sub>	723	618	10.5	618 658
t <sub>2e</sub>	658	653	14.5	
t <sub>3d-d</sub>	1174	1466	21.4	544 1061
T <sub>3d-e</sub>	1061	844	23	
t <sub>3E-d</sub>	1004	924	21.4	584 695
t <sub>3E-e</sub>	695	584	23	

t<sub>2a</sub> ترمیم حفره توسط کامپازیت Hybrid

t<sub>2b</sub> ترمیم حفره توسط کامپازیت Microfilled

t<sub>2c</sub> ترمیم حفره توسط گلاس ینومر

(d) چسبندگی به عاج

(e) چسبندگی به مینا

t<sub>3d</sub> ترمیم حفره توسط d.b.a و کامپازیت Microfilled

(d) چسبندگی به عاج، (e) چسبندگی به مینا

t<sub>3e</sub> ترمیم حفره توسط d.b.a و کامپازیت Hybrid

چسبندگی مجاز: قدرت باند برشی بین دو ماده

در آزمون سوم حفره بدون bevel بوده و توسط گلاس ینومر ترمیم شده است. با توجه به جدول (۵، t<sub>2c-d</sub> و t<sub>2c-e</sub>) مشاهده می شود که در هنگام وارد شدن نیروهای جانبی بر روی دندان مقدار نیروی کمتری برای جدا شدن گلاس ینومر از عاج نسبت به گلاس ینومر از مینا لازم است و نشان دهنده این است که در هنگام وارد شدن نیروهای جانبی شروع گسیختگی از محل اتصال گلاس ینومر به عاج می باشد. در مقابل هنگام وارد شدن نیروهای عمودی بر دندان جدا شدن گلاس ینومر از مینا نیازمند نیروی کمتری نسبت به جدا شدن گلاس ینومر از عاج می باشد و نشان دهنده این است که شروع گسیختگی در ترمیم گلاس ینومر هنگام وارد شدن نیروی عمودی، در محل اتصال گلاس ینومر به مینا است. البته باید توجه داشت که این مقدار نیرو جهت آغاز گسیختگی می باشد و الزاماً دلالت بر از دست رفتن ترمیم نیست، بلکه می تواند ترمیم را دچار نقص نموده و کیفیت ترمیم را کاهش دهد که در واقع نوعی عدم موفقیت کلینیکی محسوب می شود.

در آزمون چهارم و پنجم به منظور چسبندگی بین کامپازیت و عاج از dentin bonding agent (d.b.a) استفاده شده است و علاوه بر چسبندگی کامپازیت به مینا، کامپازیت به عاج هم چسبندگی پیدا می کند. با توجه به مقادیر موجود در جدول ۵ (t<sub>2d</sub> و t<sub>2e</sub>) مشاهده می شود که در هر دو مورد نیروی مورد نیاز برای شروع گسیختگی در کامپازیت متصل به عاج به طور قابل توجهی بیشتر از

جدول ۶- حداکثر نیروی عمودی و حداکثر نیروی جانبی که باعث شروع شکستگی در طرح حفره شماره ۲ می‌شود

حالت آزمون	چسبندگی مجاز (Mpa)	حداکثر نیروی جانبی (N)	حداکثر نیروی عمودی (N)	ملاحظات (N)
t <sub>3</sub> a-d	10.5	354	428	354 428
t <sub>3</sub> a-e	14.5	640	704	
t <sub>3</sub> b-a	21.4	1202	1126	885 1126
t <sub>3</sub> b-e	23	885	1130	
t <sub>3</sub> c-a	21.4	1314	1439	1123 1353
t <sub>3</sub> c-e	23	1123	1353	
t <sub>3</sub> d-a	21.4	729	751	
t <sub>3</sub> d-c	10	761	781	358 480
t <sub>3</sub> d-d	10.5	358	480	
t <sub>3</sub> d-e	23	1751	1795	
t <sub>3</sub> e-a	21.4	769	990	
t <sub>3</sub> e-c	10	417	488	378 487
t <sub>3</sub> e-d	10.5	378	487	
t <sub>3</sub> e-e	23	959	1044	

عمودی در محل اتصال کامپازیت با عاج است. در آزمون هشتم که از کامپازیت Microfilled استفاده شده است قضیه به‌شبه متفاوتی اتفاق می‌افتد. به این ترتیب که شروع گسستگی در هر دو نیروی عمودی و جانبی در محل اتصال کامپازیت به‌مینا خواهد بود. در آزمون نهم و دهم از تکنیک ساندویچ یا دولایه‌ای و با استفاده از دو نوع ماده ترمیمی گلاس‌ینومر و کامپازیت (Hybrid, Microfille) برای ترمیم هر حفره استفاده شده است. در آزمون نهم که از کامپازیت Microfilled استفاده شده است (جدول ۶، t3d) مشاهده می‌شود که مقادیر حداکثر نیروی عمودی و جانبی که باعث شروع گسستگی در ترمیم می‌شوند، کمترین مقدار را در فصل مشترک گلاس‌ینومر و عاج نشان می‌دهد و بیشترین مقدار برای شروع گسستگی در محل اتصال کامپازیت با مینای دندان است. مقادیر مربوط به شروع گسستگی در محل اتصال کامپازیت / گلاس‌ینومر و کامپازیت / عاج در حد فاصل این دو مقدار قرار دارد. از این رو شروع گسستگی در هنگام وارد شدن هر دو نیروی جانبی و عمودی در محل اتصال گلاس‌ینومر به عاج دندان می‌باشد و در قسمت ملاحظات این دو مقدار مشخص شده است.

از آزمون ششم تا دهم مژبوط به‌حفراتی است که نیمه بالایی آن روی تاج آناتومیکی و نیمه تحتانی آن بر روی ریشه آناتومیکی دندان قرار گرفته است (جدول ۶). در آزمون ششم حفره تهیه شده با گلاس‌ینومر ترمیم شده است. همان‌طور که در جدول ۶ (t3a-d و t3a-e) مشاهده می‌شود، حداکثر نیروی عمودی و جانبی برای شروع گسستگی ماده ترمیمی در محل اتصال گلاس‌ینومر به عاج کمتر است و نشان‌دهنده این مطلب است که در هنگام وارد شدن نیرو در هر دو جهت حلقه ضعیف در زنجیره اتصال، محل چسبندگی گلاس‌ینومر به عاج می‌باشد.

آزمون هفتم و هشتم مربوط به حفره‌هایی است که با کامپازیت Hybrid و Microfilled همراه با d.b.a پر شده است. در آزمون هفتم که از کامپازیت Hybrid استفاده شده است، حداکثر نیروی جانبی که باعث آغاز گسیختگی در ترمیم می‌گردد، ابتدا سبب جدا شدن کامپازیت از مینا می‌گردد، در حالی که این حداکثر نیرو در هنگام وارد شدن نیروی عمودی ابتدا سبب جدا شدن کامپازیت از عاج می‌شود. بنابراین شروع گسیختگی در نیروی جانبی در محل اتصال کامپازیت با مینا و در نیروی



گسستگی بین گلاس‌ینومر و عاج، مقدار قابل توجهی نیرو لازم است تا شروع گسستگی در بین کامپازیت و گلاس‌ینومر هم اتفاق بیفتد. علاوه بر این همان‌طور که پیشتر هم گفتیم حداکثر نیروی جانبی و عمودی که بتواند عامل شروع گسستگی بین کامپازیت و مینا باشد در هر دو آزمون بیشترین مقدار می‌باشد و در این بیشترین مقدار است که ترمیم حفره به‌طور کامل از محل خود جدا خواهد شد. با توجه به مقادیر ذکر شده در جدول (۶) روشن می‌گردد که این مقدار برای کامپازیت Microfilled به‌طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از کامپازیت Hybrid است و نشان‌دهنده این موضوع است که کامپازیت Microfilled در مقابل نیروهای عمودی و جانبی وارد بر دندان، مقاومت بیشتری خواهد داشت. سه آزمون بعدی مربوط به حفره‌ای است که تماماً در زیر C.E.G. قرار داشته و بالطبع چسبندگی مواد مختلف ترمیمی فقط به‌عاج خواهد بود (جدول ۷)

در آزمون دهم که کامپازیت مصرفی از نوع Hybrid است (جدول ۶، 13c) مشاهده می‌شود که تقریباً شرایط مشابه آزمون قبل است و حداکثر نیرو جهت شروع گسستگی در محل اتصال گلاس‌ینومر به عاج کمترین، و در محل اتصال کامپازیت به مینا بیشترین مقدار است. همچنین در هر دو حالت آزمون نهم و دهم شروع بعدی گسستگی در محل اتصال کامپازیت به گلاس‌ینومر می‌باشد، با این اختلاف که در کامپازیت Hybrid آغاز گسستگی در بین این دو ماده در مقدار کمتری از نیرو و در کامپازیت Microfilled در مقدار بیشتری از نیرو اتفاق خواهد افتاد. با توجه به این موضوع مشاهده می‌شود وقتی که از کامپازیت Hybrid به‌همراه گلاس‌ینومر در ترمیم حفره استفاده شود، هنگامی که گسستگی در بین گلاس‌ینومر و عاج شروع می‌شود، همزمان این گسیختگی بین کامپازیت و گلاس‌ینومر هم اتفاق خواهد افتاد. ولی هنگامی که از کامپازیت Microfilled استفاده شود، پس از شروع

جدول ۷- حداکثر نیروی عمودی و حداکثر نیروی جانبی که باعث شروع شکستگی در طرح حفره شماره ۳ می‌شود

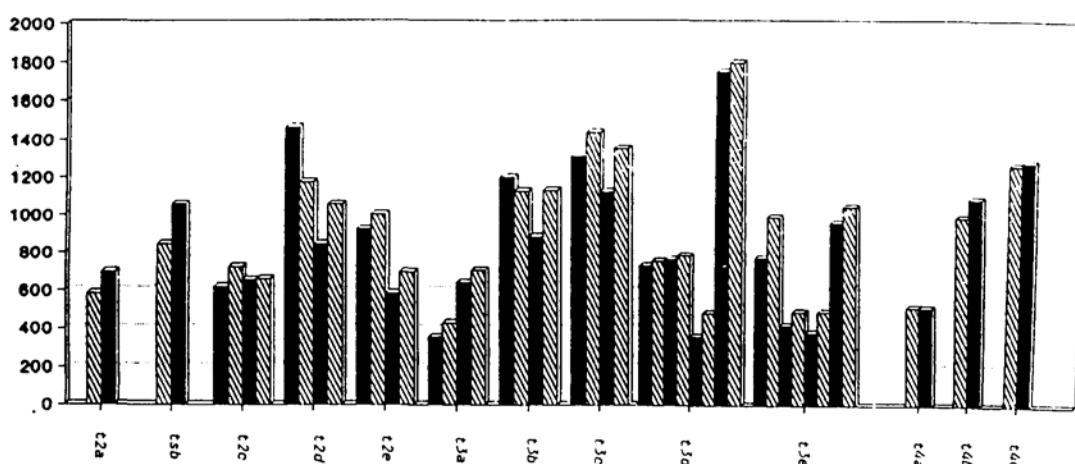
حالت آزمون	چسبندگی مجاز (Mpa)	حداکثر نیروی جانبی (N)	حداکثر نیروی عمودی (N)	ملاحظات (N)
t <sub>4a</sub>	10.5	512	508	
t <sub>4b</sub>	21.4	986	1083	
t <sub>4c</sub>	21.4	1265	1280	

t<sub>4d</sub> ترمیم حفره توسط گلاس‌ینومر

t<sub>4b</sub> ترمیم حفره توسط d.b.a. و کامپازیت Hybrid

t<sub>4c</sub> ترمیم حفره توسط d.b.a. و کامپازیت Microfilled

Lateral Force
   
Vertical Force



نمودار ۱- میزان حداکثر نیروی جانبی و حداکثر نیروی عمودی که سبب شروع شکست (Failure) در گروه‌های آزمون می‌شود

آزمون یازدهم حفره‌ای است که تماماً با گلاس‌ینومر ترمیم شده است. در این حالت چسبندگی ماده فقط به عاج می‌باشد. مقادیر نیرو نشان‌دهنده آن است که حداکثر نیروی لازم جهت شروع گسستگی در هر دو حالت بارگذاری تقریباً یکسان است (جدول ۷، t4a).

در آزمون دوازدهم از کامپازیت Hybrid به همراه d.b.a استفاده شده است. مقادیر حداکثر نیروی لازم جهت شروع گسیختگی در دو حالت بارگذاری با هم متفاوت بوده و در هنگام وارد شدن نیرو از جهت جانبی کمتر است و بالاخره این که ترمیم در برابر نیروی عمودی مقاومت بیشتری در مقابل شروع گسیختگی از خود نشان می‌دهد (جدول ۷، t4b).

آزمون سیزدهم مشابه آزمون قبل بوده با این تفاوت که نوع کامپازیت مصرفی Microfilled می‌باشد. مقدار نیروی لازم جهت شروع شکست ترمیم در هر دو بارگذاری تقریباً یکسان است و در هر حال بیشتر از حالتی است که از کامپازیت Hybrid استفاده می‌شود (جدول ۷، t4c). میزان حداکثر نیروی جانبی و حداکثر نیروی عمودی که سبب شروع شکست (Failure) در گروه‌های آزمون می‌شود در نمودار (۱) نشان داده شده است.

## بحث

دندان‌دارای ساختمانی سخت نیستند و از این رو در طی وارد شدن بار بر روی آنها دچار تغییر شکل می‌شوند<sup>(۴)</sup>. دلایلی وجود دارد که نشان می‌دهد فاکتورهای دیگری علاوه بر عوامل bonding و تکنیک کاربرد آنها بر روی گیر در ترمیم‌های کلاس V تأثیر می‌گذارند. این فاکتورها به نظر می‌رسد در ارتباط با اکلوزن استرس‌زا، سن بیمار، مواد ترمیمی، محل دندان در دهان و یا آمیزه‌ای از این فاکتورها باشد. تمام این عوامل به نظر می‌رسد در ارتباط با خمش دندان باشد و البته این حقیقت که دندانها و کاسپها در طی وارد شدن نیرو بر روی آنها دچار خمش می‌شوند، سالهاست که روشن شده است<sup>(۵ و ۶)</sup>. به نظر می‌رسد ارتباط معنی‌دار آماری که بین اکلوزن استرس‌زا و از دست رفتن گیر ترمیم وجود دارد به‌طور مستقیم با تئوری خمش دندان مربوط باشد. بیمارانی که

تاریخچه‌ای از بروکسیزم و یا شواهد کلینیکی دیگری مبنی بر اکلوزن تروماتیک دارند، عموماً فشارهای اکلوزالی بیشتری را بر روی دندانهایشان وارد می‌کنند که سبب افزایش خمش در ناحیه سرویکال دندان شده و می‌تواند موجب جداشدگی ترمیم به‌طور ناقص یا کامل گردد. از آن‌جا که شیوع بروکسیزم و Clenching در میان مردم عادی ۵۰ درصد یا بیشتر است، بنابراین باید هنگام قراردادن ترمیم‌های ناحیه سرویکال این فاکتور را به‌طور جدی مورد توجه قرار دهیم.

## نقش تنش اکلوزال

همان‌طور که پیشتر عنوان شد فرضیه‌ای در سال ۱۹۸۴ توسط آقایان lee و Eakle پیشنهاد شد، مبنی بر این که اولین فاکتور اتیولوژیک در سایش‌های ناحیه سرویکال tensile Stress است که توسط نیروهای حاصل از جویدن و مال اکلوزن ایجاد می‌شود و محیط موضعی نقش ثانویه‌ای را در اضمحلال نسج دندان جهت ایجاد ضایعه بازی می‌کند<sup>(۷)</sup>. همچنین توسط Heymann در سال ۱۹۹۱ عنوان شده است که خمش دندان به‌صورت خمش جانبی و خمش محوری در طی وارد شدن بارهای اکلوزال در دندان مطرح است، که این خمش حداکثر تنش را در ناحیه سرویکال تولید نموده و به‌نظر می‌رسد استرین (کرنش) به‌شکل کشش یا فشار در داخل نواحی موضعی تبدیل شده و سبب از دست رفتن ترمیم‌های کلاس V باند شده در حفرات بدون شیارهای گیردار می‌شود<sup>(۸)</sup>.

در تحقیق حاضر با استفاده از روش اجزای محدود سه‌بعدی که یکی از پیشرفته‌ترین روشها جهت تحلیل سازه‌های مهندسی نظیر سدهای عظیم، دکلهای فشار قوی و ساختمانهای مرتفع می‌باشد، این تئوری به‌اثبات رسانده شد و مشخص گردید که تحت نیروهای وارده به‌دندان در حرکات مرکزی و خارج مرکزی نیروهایی برشی در محل اتصال ماده ترمیمی / نسج دندان ایجاد می‌شود که قادر است باعث گسیختگی در فصل مشترک این دو شده و نهایتاً منجر به از دست رفتن ترمیم در حفرات کلاس V شود و بنابراین نقش مهم و اصلی تنشهای اکلوزالی در debond کردن ترمیم‌های سرویکال به‌اثبات رسید. البته این نکته قابل ذکر است که مقدار نیروی لازم

جهت شروع گسستگی بین ماده ترمیمی و نسج دندان تقریباً در تمام موارد مورد استفاده و تکنیهای مختلف، در هر دو حالت بارگذاری بالاتر از مقدار نیرویی است که به طور معمول در هنگام جویدن یا حرکات پارافانکشنال بر دندان وارد می شود. البته با در نظر گرفتن این موضوع که گاهی محدوده این نیروها زیاد بوده و بعضاً می تواند بیشتر از حداکثر نیروی لازم جهت شروع گسیختگی باشد می توان آن را عاملی جهت از دست رفتن ناقص یا کامل ترمیم قلمداد کرد. چنین حالتی اکثراً در اثر فشارهای ناگهانی و نقطه ای شکل حاصل می شود<sup>(۹)</sup> از طرفی با توجه به این که ترمیم در محیط دهان تحت استرسهای مختلفی نظیر انقباض ناشی از پلیمریزیشن، استرسهای حرارتی و مضغی، مایکرولیکیج و غیره می تواند قرار گیرد و مستعد fatigue شود، می توان انتظار داشت که پس از گذشت مدتی از عمر ترمیم مقدار نیروی لازم جهت debond کردن آن نسبت به مراحل اولیه ترمیم کمتر باشد و بنابراین در این حالت نیروهای وارده بر دندان در مقادیر کمتری می توانند عامل شروع گسیختگی در محل اتصال ماده ترمیمی و نسج دندان باشند.

#### مقایسه مقدار نیروهای وارده در حالت های مرکزی و خارج مرکزی

در این تحقیق جهت بارگذاری، در دو مسیر عمود بر سطح اکلوزال به عنوان نیروهای سنتریک و با زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور طولی دندان در سطح باکال، به عنوان نیروهای اکستریک در نظر گرفته شد. علت این امر مرفولوژی سطوح اکلوزال (سطوح شیب دار باکال و لینگوال و فوساها) می باشد که سبب می شود اکثر نیروهای ایجاد شده طی حرکات فکی فانکشنال و پارافانکشنال در جهت محور طولی دندانها یا در جهت باکولینگوال وارد شوند. حضور دندانهای مجاور می تواند به وارد شدن نیروها در جهت باکولینگوال کمک نماید. در بررسی مقدار نیروهای مرکزی و خارج مرکزی مشاهده می شود که در تمام شرایط مقدار نیروی لازم جهت آغاز گسستگی در ترمیم، در بارگذاری مرکزی بیشتر از حالت خارج مرکزی است.

علت آن است که در هنگام وارد شدن نیروهای عمودی بر دندان در محل اتصال ماده ترمیمی و نسج دندان تنشهای فشاری

ایجاد می شود که در نهایت سبب حرکت ماده ترمیمی به طرف خارج خواهد شد، ولی در هنگام وارد شدن نیروهای جانبی بر دندان در محل اتصال ماده ترمیمی و نسج دندان تنشهای کششی ایجاد می شود. از آنجایی که مقاومت مواد در برابر تنشهای فشاری بیشتر از تنشهای کششی است، می توان انتظار داشت که حداکثر نیروی عمودی وارد بر دندان جهت شروع گسستگی در ترمیم بیشتر از حداکثر نیروی جانبی باشد، که این امر با یافته های این تحقیق مطابقت دارد.

موضوع بعدی در ارتباط با نوع کامپازیت مصرفی در ترمیم

حفرات می باشد. در این تحقیق از دو نوع کامپازیت Microfilled و Hybrid استفاده شده است. کامپازیت اول دارای ضریب الاستیسیته پایین و نوع دوم ضریب الاستیسیته نسبتاً بالاتری دارد. در حفرات قرار گرفته در هر سه محل (بالای ج. C.E.، در محل ج. C.E.، و زیر ج. C.E.) و تحت هر دو نوع بارگذاری مشاهده می شود که حداکثر نیرو جهت آغاز گسستگی در ترمیم، در حفراتی که توسط کامپازیت Microfilled ترمیم شده است نسبت به ترمیم حفراتی که توسط کامپازیت Hybrid انجام شده است بیشتر است. این موضوع نشان دهنده این است که ترمیم حفرات کلاس V توسط کامپازیت Microfilled نسبت به کامپازیت Hybrid ارجح است و برای debond آن نیروی بیشتری لازم است. از آنجا که نیروی باندینگ کامپازیتها (shear Strength) به مینای اچ شده در هر دو نوع مختلف کامپازیت یکسان و برابر 23MPa می باشد، بنابراین علت بیشتر بودن نیروی debond در کامپازیت Microfilled را باید در modulus of elasticity کامپازیت جستجو کرد. ظاهراً مقدار بیشتر حجم ماتریکس رزین کامپازیت Microfilled ضریب الاستیسیته ترمیم را کاهش داده و به آن اجازه می دهد تا در طی خمش ناحیه سرویکال بیشتر انعطاف پیدا کند تا این که ترمیم کننده (debond) شود. تحقیقات انجام شده توسط Heymann, Brunson, Sluder, Wilder, Banyne, Sturdevant در سال ۱۹۹۱ نشان داد که نواحی ترمیم شده با کامپازیت رزین Hybrid در مقایسه با آنهایی که با رزین Microfilled ترمیم شده اند به مقدار قابل ملاحظه ای گیر کمتری را نشان دادند، که با یافته های این

Fuji II L.C. بود. این ماده چسبندگی شیمیایی با نسوج کلسیفیه دندان را داراست و هرچه مقدار مواد معدنی نسج بیشتر باشد قدرت چسبندگی آن بیشتر خواهد بود. از این رو قدرت چسبندگی این ماده به مینا بیشتر از قدرت چسبندگی آن به عاج می باشد. مقدار نیرو در هر دو جهت اعمال شده جهت debond کردن گلاسینومر در طرح حفره اول بالاترین مقدار بود، این مقدار در طرح حفره دوم مقداری کاهش می یافت و در طرح حفره سوم این مقدار مجدداً افزایش می یافت ولی از طرح حفره اول کمتر بود.

جدول ۸

محل حفره	نوع ترمیم	حداکثر نیروی جانبی (N)
بالای C.E.J.	Microfilled + d.b.a	۸۴۴
	Hybrid + d.b.a.	۵۸۴
در محل C.E.J.	Microfilled + d.b.a	۱۱۲۳
	Hybrid + d.b.a.	۸۸۵
زیر C.E.J.	Microfilled + d.b.a	۱۲۶۵
	Hybrid + d.b.a.	۹۸۶

مقدار نیروی بیشتر برای debond کردن این ماده در حفره اول را می توان ناشی از قدرت باند بیشتر این ماده به مینا در مقایسه با عاج دانست. از طرفی مقدار نیروی debond در حفره دوم نسبت به حفره اول کمتر بود که می توان آن را ناشی از دو پدیده دانست، (۱) قدرت پیوند کمتر گلاسینومر به مارجین عاجی نسبت به مارجین مینایی که در تمام اطراف حفره اول وجود دارد و (۲) وجود تنش و خمش بیشتر در این ناحیه نسبت به حفره سوم که آپیکالی تر قرار داشته و تنش و خمش کمتری را متحمل می گردد. عامل دیگری که در این حالت می تواند نقش داشته باشد ضریب الاستیسیته نسبتاً بالای این ماده (20000 MPa) می باشد که باعث می شود این ماده سختی بیشتری داشته و در مقابل خمش، انعطاف کمتری را از خود نشان دهد و بنابراین در حفره دوم که محل تجمع تنش بوده و در مقایسه با حفره سوم خمش بیشتری را متحمل می شود، در مقابل گسستگی از خود مقاومت کمتری نشان دهد.

در استفاده از گلاسینومر جهت ترمیم حفرات کلاس V گُوه ای شکل، در هر سه حفره قرار گرفته در ناحیه باکال دندان مشاهده می شود مقدار حداکثر نیرویی که جهت آغاز گسیختگی بین گلاسینومر و نسج دندان لازم می باشد بیشتر از مقدار نیرویی است

تحقیق همخوانی دارد<sup>(۱۰)</sup>. در مطالعات انجام شده توسط Shimokobe, Matono, Jorgenden تغییر شکل حفرات ترمیمهای نوعی رزین Microfilled را با کامپازیت رزینهای Adaptic و coneise که Macrofilled هستند، مقایسه کردند که نتایج مشابه تحقیق انجام شده ما به دست آمد<sup>(۱۱)</sup>. به عبارت ساده تر می توان نتیجه گرفت که رزینهای Microfilled در مقایسه با رزینهای Macrofilled که سخت تر هستند، بیشتر تمایل به انعطاف با دندان دارند تا کنده شدن (debonding) از آن. این موضوع هنگامی که کامپازیت به تنهایی یا همراه با d.b.a. یا این که به صورت تکنیک ساندویچ استفاده می شود صادق خواهد بود. با توجه به نیروی لازم برای کندن (debond) ترمیم در هر دو نوع بارگذاری و در هر سه محل قرارگرفتن حفره مشاهده می شود که ۱- حفرات ترمیم شده در برابر نیروهای وارده جانبی مقاومت کمتری داشته و در مقادیر کمتری از نیرو دچار شکست (failure) می شوند که احتمالاً به خاطر خمش بیشتر دندان در برابر این نوع نیروی وارد می باشد. ۲- نکته جالب دیگری که از مقایسه مقادیر نیرو برای dedond ترمیمهای کامپازیت قرار گرفته در حفرات بالای C.E.J.، در محل C.E.J. و در زیر C.E.J. مشاهده می شود این است که هرچه حفره آپیکالی تر قرار گرفته باشد مقدار نیروی لازم برای debond در حالت بارگذاری جانبی افزایش می یابد (جدول ۸). علت ممکن است به خاطر این باشد که خمشی که در دندان اتفاق می افتد و باعث debond می شود، اثر آن به طرف آپیکال دندان رو به کاهش است و از این رو هرچه حفره ما پایین تر نسبت به سطح اکلوزال قرار گرفته باشد، اثرات خمش کمتری را دریافت کرده و بنابراین نیروی جانبی وارده برای debond آن بیشتر خواهد بود. ۳- هنگامی که از کامپازیت بدون استفاده از d.b.a. استفاده می شود، مقدار نیروی لازم جهت debonding ترمیم بسیار کمتر از وقتی است که از d.b.a. استفاده می شود و بنابراین استفاده از d.b.a. به همراه کامپازیت در حفرات کلاس V شدیداً توصیه می شود.

ماده ترمیمی دیگری که جهت ترمیم در سه طرح حفره مختلف تهیه شده مورد استفاده قرار گرفت، گلاسینومر

که در حالت طبیعی بر روی نسج دندان در دهان وارد می‌گردد. البته اختلاف این دو نیرو به هم نزدیک است و از این رو ممکن است به علت خستگی (Fatigue) در شرایط نرمال در دهان که برای هر ترمیم اتفاق می‌افتد، این اختلاف کمتر شده و نهایتاً منجر به از دست رفتن ترمیم گردد.

مسئله مهم دیگری که مطرح است و نتایج به دست آمده در این تحقیق مؤید آن است این که، با توجه به اختلاف در چسبندگی مواد به نسج مختلف دندانی و اختلاف در نیروی debond در بسیاری از موارد مشاهده می‌شود که در اثر نیروی وارده یک جانب ترمیم از نسج دندان جدا شده ولی لبه دیگر که نیاز به نیروی بیشتری داشته چسبندگی خود را حفظ کرده است. چنین حادثه‌ای از نظر کلینیکی نوعی عدم موفقیت تلقی می‌شود، چه به هر حال در محل گسیختگی اولیه ریزش وجود داشته و ترک ایجاد شده با گذشت زمان به سایر نواحی جدا نشده سرایت خواهد کرد.

#### نتیجه

۱- نیروهای شدید وارده به دندان در حرکات مرکزی و خارج مرکزی می‌توانند سبب ایجاد تشهایی در ناحیه سرویکالی دندان شده که نهایتاً منجر به ایجاد ضایعات V شکل در ناحیه شوند.

۲- نیروهای وارده به دندان در حرکات مرکزی و خارج مرکزی می‌توانند نیروهای برشی در محل اتصال ماده ترمیمی / نسج دندان ایجاد نموده که قادرند سبب گسیختگی در فصل مشترک این دو شده و نهایتاً منجر به از دست رفتن ترمیم در حفرات کلاس V شوند.

۳- در تمام شرایط مقدار نیروی لازم جهت آغاز گسیختگی در ترمیم، در بارگذاری مرکزی بیشتر از بارگذاری خارج مرکزی می‌باشد.

۴- مواد ترمیمی با ضریب الاستیسیته کمتر جهت ترمیم حفرات کلاس V مقاومت بیشتری در برابر تشهای فشاری و کششی

از خود نشان می‌دهند.

۵- در تمام حفرات و تحت هر دو نوع بارگذاری سنتریک و اکستریک، حداکثر نیرو جهت آغاز گسیختگی در ترمیمهای با کامپازیت Microfilled نسبت به کامپازیت Hybrid بیشتر است و بنابراین ترمیم حفرات کلاس V توسط کامپازیت Microfilled ارجح است.

۶- استفاده از d.b.a به همراه کامپازیت در حفرات کلاس V شدیداً توصیه می‌شود.

۷- در حفرات کلاس V که دیواره جینیوالی در زیر C.E.j قرار دارد استفاده از تکنیک ساندویچ به همراه کامپازیت Microfilled توصیه می‌شود.

۸- کامپازیت‌های مختلف و گلاس‌ینومر که جهت ترمیم حفرات کلاس V استفاده می‌شوند، همگی مقاومت کافی در برابر تشهای ایجاد شده در ناحیه سرویکالی دندان را در برابر نیروهای نرمال جویدن دارا می‌باشند.

۹- هنگامی که از گلاس‌ینومر در بیماران با اکلوزن استرس‌زا یا دارای بروکسزم استفاده می‌شود، علاوه بر باند شیمیایی از گیرهای ماکرو مکانیکال هم استفاده شود.

#### توصیه کلینیکی

از آنجایی که ترمیمهای ناحیه سرویکال مقاومت کمتری در برابر نیروهای جانبی وارد بر دندان دارند بنابراین هنگامی که اقدام به ترمیم حفرات کلاس V می‌شود بهتر است که دندان مورد ترمیم در کلیه حرکات خارج مرکزی دیسکلود شود (البته غیر از دندان کاین که هرگز نباید دیسکلود شود). این اقدام نه تنها از نظر حفظ بیشتر ترمیم، حفظ سلامت مارجین و جلوگیری از عود پوسیدگی اهمیت دارد، بلکه همچنین از نظر فیزیولوژیکی فانکشن مضغ نیز مفید خواهد بود.

## REFERENCES

1. Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD. Wilder AD, Sluder TB, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dental adhesives in class V cervical lesions. JADA 1988; 116: 179-83.
2. Heymann HO, Sturdevant IR, Baynes, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining Tooth flexure effects on cervical

- restorations: A two-year clinical study. JADA, Vol, 122, May 1991: 41-47.
- 3 . Thresher, R.W., and Saito, G.E.: The stress analysis of human teeth.- J: Biomech 6: 443, 1973.
  - 4 . Ross GK et al: Measurement of deformation of teeth in Vivo, J Dent Res 71 A: 569, 1992 (abstract 432).
  - 5 . Douglas WH. Clinical status of dentin bonding agents. J. Dent. 1989, 17: 209-15.
  - 6 . Morin DL, Douglas WH. Cross M, Delong r. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. Dent Mater 1988; 4(1): 41-8.
  - 7 . Lee W.C. Eakle W.S.: Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J Prosthet Dent 1984, 52: 374-80.
  - 8 & 10 . Heymann HO, Sturdevant IR, Baynes, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining Tooth flexure effects on cervical restorations: A two-year clinical study. JADA, Vol, 122, May 1991: 41-47.
  - 9 . ویلسون. آلن دی - مک لین. جان دبلیو : سیمانهای یونومر شیشه‌ای - ترجمه دکتر جمشید باقری (۱۳۷۳).
  - 11 . bryant RW, Mahler DB. Modulus of elasticity in bonding of composites and amalgams. J. Prosthet Dent 1986; 56: 243-8.