

بررسی آزمایشگاهی گیر حاصل از یک روش ابداعی پین گذاری در مقایسه با روش معمول در دندان‌های مولر مندیبل انسان

دکتر محمدباقر رضوانی*، دکتر مهشید محمدی بصیر*، دکتر زهره مرادی**، دکتر فاطمه ملاوردی***

چکیده

سابقه و هدف: از دیر باز ایجاد گیر جهت ترمیم پوسیدگی‌های وسیع از مشکلات دندانپزشکی به شمار می‌رفته است. جهت حل این مشکل، راه‌حل‌های مختلفی چون قراردادن پین در داخل عاج ارائه شده‌اند که خود می‌توانند مشکلاتی نظیر احتمال سوراخ شدن پالپ و سطح خارجی دندان را افزایش دهند. با معرفی سیستم‌های باندینگ و کامپوزیت نیاز به ایجاد گیر مکانیکی حذف گردید. با توجه به امکان باند کامپوزیت‌ها به دندان، به نظر می‌رسد با قراردادن یک لایه کامپوزیت قبل از ترمیم دندان با آمالگام و قراردادن پین در آن به گونه‌ای که هم در لایه کامپوزیتی و هم در عاج قرار گیرد، بتوان از مخاطرات احتمالی نفوذ نامطلوب پین در دندان پیشگیری نمود. بنابراین هدف از انجام این تحقیق، بررسی گیر حاصل از یک روش ابداعی پین گذاری با استفاده از کامپوزیت در مقایسه با روش معمول بود.

مواد و روشها: سه گروه در مطالعه تجربی حاضر مورد بررسی قرار گرفتند. گروه‌های A و B شامل ۱۵ نمونه دندان‌های مولر مندیبل و گروه C شامل ۱۵ نمونه کامپوزیتی بودند. در گروه‌های A و B تاج نمونه‌های دندانی تا ۳ میلی‌متری CEJ، به شکل مسطح قطع شدند. در گروه A بین T.M.S minim به عمق ۲ میلی‌متر درون عاج قرار گرفت. در گروه B، پس از قطع دندان‌ها یک لایه کامپوزیت ۱ میلی‌متری روی دندان قرار داده شد. سپس پین T.M.S minim درون آن قرار گرفت به گونه‌ای که ۱ میلی‌متر در عاج و ۱ میلی‌متر در کامپوزیت استقرار یافت. در گروه C، ۱۵ قطعه استوانه کامپوزیتی به ارتفاع ۵ میلی‌متر و قطر ۸ میلی‌متر تهیه و بین T.M.S minim به عمق ۲ میلی‌متر درون آنها قرار داده شد.

سپس نمونه‌ها توسط دستگاه universal testing machine تحت نیروی کششی قرار گرفتند. برای هر یک از نمونه‌ها توسط نرم‌افزار Test Xpert. 10-11، نمودار رسم گردید. اطلاعات خام توسط آنالیز واریانس (ANOVA) با استفاده از نرم‌افزار spss و آزمون آماری L.S.D مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها: در مطالعه حاضر، بر اساس نتایج حاصل از آنالیز واریانس، اختلاف آماری معناداری بین میانگین گروه‌ها وجود داشت ($P \leq 0/05$). همچنین بر اساس نتایج حاصل از آزمون L.S.D مشخص شد که گروه A و B از نظر آماری اختلاف معنی‌داری نداشتند ($P > 0/05$). همچنین گروه C با هر دو گروه A و B از نظر آماری دارای اختلاف معنی‌داری بود ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: مطالعه حاضر نشان داد بالاترین نیروی کششی جهت خروج پین مربوط به گروه A می‌باشد. قراردادن پین ۱ میلی‌متر در عاج و ۱ میلی‌متر در کامپوزیت می‌تواند گیری برابر با روش معمول قراردادن پین در عاج ایجاد نماید. همچنین کمترین نیروی کششی لازم جهت خروج پین مربوط به گروه C بود.

کلید واژگان: پین دندانی، کامپوزیت، گیر ترمیم

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱/۲۳ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۵/۱ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۹۰/۵/۵

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۹، شماره ۴، زمستان، ۲۶۸ - ۲۷۳

مقدمه

دریافته محسوب می‌شدند. این ترمیم همچنان به عنوان یکی از مواد ترمیمی مستقیم غالب در نواحی تحمل تنش‌های

ترمیم‌های آمالگام دارای پین از دیر باز به عنوان یکی از روش‌های معمول جهت درمان دندان‌های به شدت آسیب

*استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد

**نویسنده مسئول: دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد.

***دستیار تخصصی گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد.

عمل آمد. دندان‌ها توسط scaling & root planning تمیز شدند. سطح اکلوزال دندان‌ها از ۳ میلی‌متری CEJ تراش داده شد تا یک سطح صاف و عمود بر محور طولی دندان‌ها ایجاد شود. دندان‌ها در محفظه‌ای به قطر ۳ سانتی‌متر و ارتفاع ۲ سانتی‌متر قرار گرفتند، بطوری که سطح اکلوزال آنها موازی با افق قرار گیرد. ریشه دندان‌ها توسط اکریل شفاف (اکریل شفاف فوری، مونومر اکروپارس، ایران) تا حد ۱ میلی‌متری CEJ در این محفظه مانع شدند. مطالعه حاضر شامل ۳ گروه A، B و C بود (n=15). گروه‌های A و B شامل نمونه‌های دندانی و گروه C شامل نمونه‌های کامپوزیتی بود. نمونه‌های دندانی در هر گروه به صورت تصادفی انتخاب شدند.

گروه A (n=15): در یک لاین انگل دندان، در فاصله ۱ میلی‌متری از DEJ عمود بر سطح اکلوزال و موازی با محور طولی دندان، حفره بین توسط هندپیس با سرعت آهسته و با دریل ۰/۰۲۱ اینچ به عمق ۲/۲ میلی‌متر ایجاد گردید. سپس پین Tri- (EDENTA GmbH A-6890, Switzerland) jet به قطر ۰/۰۲۴ اینچ توسط هندپیس با سرعت آهسته درون حفره آماده شده قرار گرفت.

گروه B (n=15): در این گروه آماده‌سازی سطح دندان تراش خورده توسط اسید فسفریک ۳۷٪ (محصول شرکت کیمیا، ایران) انجام گرفت به گونه‌ای که لایه مینایی به مدت ۳۰ ثانیه و سطح عاجی به مدت ۲۰ ثانیه اچ شدند. پس از شستشو و خشک کردن باحفظ رطوبت عاج توسط یک پنبه مرطوب، یک لایه نازک باندینگ Prime & Bond N.T (Dentsply Caulk-Germany) روی سطح آماده شده قرار گرفت. سپس طبق دستور شرکت سازنده با استفاده از پوار هوا به مدت ۵ ثانیه از فاصله ۲ سانتی‌متری حلال آن تبخیر و توسط دستگاه لایت کیور coltolux 75 (Coltene- Whaledent, USA) به مدت ۲۰ ثانیه پلیمریزه گردید. یک لایه کامپوزیت Dentsply Detrey- spectrum (Dentsply Detrey, Germany) submicron hybrid، به ضخامت ۱ میلی‌متر روی سطح آماده شده قرار داده شده، توسط همان دستگاه لایت کیور از فاصله ۱ سانتی‌متری و طبق دستور شرکت سازنده به مدت ۲۰ ثانیه پلیمریزه گردید.

در این نمونه‌ها در یک لاین انگل دندان در فاصله ۳ میلی‌متر از محیط دندان عمود بر سطح اکلوزال و موازی با محور طولی دندان توسط هندپیس با سرعت آهسته و با دریل ۰/۰۲۱ اینچ حفره‌ای به عمق ۲/۲ میلی‌متر ایجاد

اکلوزالی در دندان‌های خلفی کاربرد دارد (۴-۱). مزایای متعدد آمالگام از جمله خواص مکانیکی برتر، کاربری آسان و هزینه‌های کمتر نسبت به کامپوزیت سبب می‌گردند تا دندانپزشکان جهت ترمیم حفره‌های وسیع دندان‌های خلفی از آمالگام به عنوان ماده ترمیمی استفاده نمایند (۶و۵). تهیه حفرات آمالگام به شکل مرسوم با هدف تأمین شکل گیردار مناسب طراحی می‌شوند. اشکال گیردار و مقاوم را می‌توان با استفاده از پین‌های پیچ‌شونده به دست آورد، هر چند که روش پین‌گذاری دارای مشکلات و مخاطراتی می‌باشد. در مطالعه‌ای که در دانشکده دندانپزشکی لیدز انجام گرفت در ۱۹٪ موارد پین‌گذاری شده مشکلاتی مشاهده شد که شایع‌ترین آنها پین‌های لق و نفوذ ناکافی پین در حفره بود. ۱۰٪ مشکلاتی جدی نظیر درگیری پالپ، سوراخ شدن سطح خارجی دندان یا شکست دندان بودند (۷).

تعداد قابل توجهی از مطالعات in vitro نشان دادند که پین‌ها می‌توانند موجب مشکلات بالقوه‌ای نظیر ایجاد ترک در عاج و حساسیت پالپی شوند (۷و۸). به علاوه در یک مطالعه حیوانی، التهاب شدید پالپی زمانی که پین‌ها در فاصله ۰/۵ میلی‌متری پالپ قرار داشتند مشاهده شد (۷و۹). به نظر می‌رسد با پوشاندن بسیاری از حفره‌های کوچک موجود پس از حذف پوسیدگی توسط بیس کامپوزیتی و قرار دادن پین در داخل آن، به گونه‌ای که پین در لایه کامپوزیتی و عاج نفوذ کند؛ بتوان میزان گیر مناسب جهت ترمیم‌های آمالگام را ایجاد کرده، افزون بر آن از میزان وقوع خطرات ناشی از نفوذ پین در دندان نیز کاست. تحقیق حاضر با هدف بررسی کارایی این روش پیشنهادی در مقایسه با روش معمول پین‌گذاری (نفوذ ۲ میلی‌متر به داخل عاج) صورت پذیرفت. لازم به ذکر است هیچگونه تحقیقی مشابه با آن در بررسی متون دندانپزشکی یافت نشد.

مواد و روشها:

در مطالعه تجربی حاضر از ۳۰ دندان مولر مندیبل که همگی مربوط به افراد با سنین ۲۰-۲۵ سال بودند، استفاده شد. دندان‌ها سالم و عاری از هر گونه پوسیدگی و ترمیم قبلی و از نظر آناتومیک مشابه هم بودند و فاصله زمانی بین کشیدن و انجام تست بر روی آنها کمتر از ۸ ماه بود. دندان‌ها پس از کشیده شدن در آب معمولی و در دمای اتاق نگهداری شدند و طی تحقیق از خشک شدن آنها جلوگیری به

سرعتی معادل ۱ میلی‌متر در دقیقه حرکت می‌کرد. نمودار استرس-استرین برای هر نمونه با نرم افزار Test Xpert v 10-11 ثبت گردید و بیشترین نیروی کششی لازم بر حسب نیوتن بر میلی‌متر مربع برای هر نمونه بدست آمد. اطلاعات حاصل، توسط روش آنالیز واریانس یکطرفه (ANOVA) با نرم افزار SPSS و تست L.S.D. مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها:

اطلاعات حاصل از انجام آزمون، توسط روش آنالیز واریانس یکطرفه (ANOVA) مورد بررسی قرار گرفتند که بر اساس نتایج حاصل از این آزمون اختلافات آماری معنی‌داری بین میانگین گروه‌ها مشاهده شد ($p \leq 0.05$). جهت مقایسه گروه‌ها با یکدیگر نیز از آزمون L.S.D استفاده شد. میانگین نیروی لازم جهت خروج پین‌ها، انحراف معیار و بیشترین و کمترین میزان نیروی لازم در هر گروه در جدول شماره ۱ آمده است.

بر اساس نتایج حاصل از آزمون L.S.D. مشخص شد که:

۱- گروه A و B از نظر آماری اختلاف معنی دار، ندارند ($p > 0.05$).

۲- گروه C با هر دو گروه A و B از نظر آماری دارای اختلاف معنی‌داری می‌باشد ($p < 0.05$).

طی این مطالعه مشخص گردید گروه A (پین داخل عاج) به بالاترین میانگین نیروی کششی جهت خروج پین نیاز دارد ($1113/75 \text{ N/Mm}^2$). گروه B با میانگین $1055/71 \text{ N/Mm}^2$ و گروه C با میانگین $244/79 \text{ N/Mm}^2$ در رتبه‌های بعدی قرار گرفتند. در نتیجه می‌توان گفت قرار دادن پین در داخل عاج و کامپوزیت، اختلاف معنی‌داری با قرار دادن پین در داخل عاج ندارد و طبق نتایج آماری میزان گیر بدست آمده در هر دو گروه برابر است.

گردید. سپس پین Tri-jet به قطر 0.24 اینچ توسط دستگاه هندپیس با سرعت آهسته درون حفره قرار گرفت، به گونه‌ای که پین ۱ میلی‌متر در کامپوزیت و ۱ میلی‌متر در عاج نفوذ کرد.

- گروه C ($n=15$): سیلندر شفاف پلاستیکی به قطر ۸ میلی‌متر و ارتفاع ۵ میلی‌متر تهیه شد. کامپوزیت spectrum به شکل لایه لایه در پنج لایه و هر یک به قطر ۱ میلی‌متر درون سیلندر قرار داده شد و هر لایه طبق دستور شرکت سازنده به مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت کیور پلیمریزه گردید. سپس نمونه‌های خارج شده از سیلندر در ۲ مرحله از طریق سطوح طرفی و هر یک به مدت ۴۰ ثانیه کیور شدند. قطعات کامپوزیتی، موازی با سطح درمحفله‌ای به قطر ۳ سانتی‌متر و ارتفاع ۲ سانتی‌متر توسط آکريل شفاف ثابت شدند به گونه‌ای که ۳ میلی‌متر از کامپوزیت‌ها خارج از آکريل ماندند. از فاصله ۳ میلی‌متر از سطوح طرفی توسط هندپیس با سرعت آهسته با دریل 0.21 اینچ عمود بر سطح نمونه‌ها حفره پین به عمق $2/2$ میلی‌متر ایجاد گردید و پین Tri-jet به قطر 0.24 اینچ توسط هندپیس با سرعت آهسته درون حفره قرار گرفت. برای بررسی عمق نفوذ پین در تمام نمونه‌ها قبل از قرار دادن پین‌ها ۲ میلی‌متر انتهای پین توسط کولیس اندازه‌گیری و علامت‌گذاری می‌شد. در صورت بالا بودن علامت از سطح حفره پین، نمونه دیگری جایگزین آن می‌گردید. عمود بودن نمونه‌ها نیز توسط دستگاه سرویور بررسی می‌شد و در صورت مماس نبودن پین بر بازوی عمودی سرویور، نمونه از گروه مربوطه خارج و نمونه دیگری جایگزین آن می‌گردید. در پایان نمونه‌ها توسط دستگاه (Zwick/Roell Zo20) universal testing machine تحت نیروی کششی (tensile) قرار گرفتند (۱۰).

دستگاه نیروی کششی را در جهت محور طولی پین و دندان وارد و پین‌ها را از سطح نمونه‌ها خارج می‌نمود. دستگاه با

جدول ۱ - میانگین نیروی کششی لازم، انحراف معیار، بیشترین و کمترین نیروی کششی لازمه در هر گروه

(واحد نیروی کششی N/Mm^2)

گروه	تعداد	میانگین نیروی کششی لازم	بیشترین نیرو	کمترین نیرو	انحراف معیار
		N/Mm^2	N/Mm^2	N/Mm^2	SD
A	۱۵	۱۱۱۳/۷۵	۱۳۷۴/۵۴	۸۱۹/۰۸	۳۰۸/۲۱
B	۱۵	۱۰۵۵/۷۱	۱۴۸۵/۴۶	۵۴۷/۰۹	۲۶۲/۷۶
C	۱۵	۲۴۴/۷۹	۲۶۶/۳۸	۱۹۸/۴۶	۱۹/۵۵

بحث:

هنگامی که مقادیر زیادی از بافت‌های دندانی از دست رفته باشند افزودن بخش‌هایی به تراش که مقاومت و گیر کافی را برای ترمیم فراهم آورند ضروری است. یکی از راه‌های کاربردی جهت ایجاد گیر مناسب در ترمیم‌های آمالگام، استفاده از پین‌های داخل عاجی در دندان‌های زنده می‌باشد (۱۴-۱۱). پین‌های Thread mate system (TMS) بیشترین نوع مصرف را در بین پین‌های self threading دارند. در سیستم Thread mate پین‌های انتخابی در دندان‌های خلفی با پوسیدگی وسیع انواع minim و minimik هستند (۱۷-۱۵).

در مطالعه Arlong در سال ۱۹۸۹ مشخص شد که گیر پین TMS minim در بستر کامپوزیتی با ذرات کوچک و بزرگ نسبت به پین‌های minuta, minimik بطور مشخصی بیشتر می‌باشد.

وی علت حصول این نتیجه را چنین بیان کرد که پین‌های minim در مقایسه با پین‌های minimik و minuta سطح تماس بیشتری با بستر کامپوزیتی درحرفه پین دارد و همین افزایش قطر و طول پین minim موجب افزایش قابل توجه گیر با این نوع پین شده است (۱۸).

از این رو در مطالعه حاضر از پین‌های minim و کامپوزیت spectrum که یک کامپوزیت هایبرید می‌باشد استفاده گردید. نتایج مشابهی نیز در مورد گیر پین‌های minim در مقایسه با پین‌های minimik, minuta توسط Duncason نیز به دست آمد (۱۹).

نفوذ پین در ارتفاع مجاز (۲ میلی‌متر در داخل عاج) همواره مخاطراتی چون نفوذ به پالپ و سوراخ‌شدگی سطح خارجی دندان را به دنبال دارد و در بسیاری از مواقع، به منظور جلوگیری از وقوع این خطرات تمایل به عمق نفوذ کمتر پین وجود دارد (۲۱ و ۲۰). طبق تحقیقات فوق مشخص گردید هر چه قطر و عمق نفوذ پین کمتر شود میزان گیر حاصل توسط آن نیز در داخل عاج و ترمیم کمتر می‌شود (۲۲ و ۱۹ و ۱۸). روشی که بتوان در آن با استفاده از هر نوع از انواع پین‌ها، با عمق نفوذ کمتر در عاج، میزان گیری مساوی با روش معمول به دست آورد، می‌تواند روشی موثر باشد.

در روش پیشنهادی تحقیق حاضر میزان گیر حاصل توسط پین‌هایی که تنها یک میلی‌متر در عاج نفوذ داشته و یک میلی‌متر فوقانی آنها توسط کامپوزیت در برگرفته شده بود

به اندازه پین‌هایی بود که ۲ میلی‌متر در عاج، عمق نفوذ داشتند.

بنابراین می‌توان اظهار نمود با وجود تفاوت در الاستیسیته عاج و کامپوزیت در صورتی که تنها ۱ میلی‌متر از طول پین با عاج و ۱ میلی‌متر توسط کامپوزیت دربرگرفته شده باشد می‌توان به همان نتایجی دست یافت که تمام ۲ میلی‌متر پین در داخل عاج باشد. تمامی تحقیقات قبلی صورت گرفته نشان داده‌اند که قرار دادن پین به عمق ۱ میلی‌متر در داخل عاج جهت ایجاد گیر کافی نیست (۲۴ و ۲۳)، اما نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهند که می‌توان با استفاده از کامپوزیت و قدرت باند آن به دندان، گیر کافی را جهت پین حتی با عمق ۱ میلی‌متر در داخل عاج بدست آورد. این تفاوت در نتیجه، نمایانگر قدرت باند کامپوزیت به دندان و توانایی کامپوزیت در جایگزینی نسوج از دست رفته دندان نیز می‌باشد. به طوری که از این نظر می‌تواند جایگزین یک میلی‌متر عاج از دست رفته باشد. مقایسه نتایج گروه A (نفوذ ۲ میلی‌متری پین در داخل عاج) و گروه C (قرارگیری پین در استوانه کامپوزیتی) نشان می‌دهند که اختلاف معنی‌داری میان این دو گروه وجود دارد. بنابراین در صورتی که تمام عمق پین در داخل بیس کامپوزیتی باشد نمی‌توان گیر مناسب را توقع داشت. علت احتمالی حصول چنین نتیجه‌ای تفاوت در الاستیسیته عاج و کامپوزیت می‌باشد. بنابراین در گروهی که پین در داخل کامپوزیت قرار داده شده است، پس از اعمال نیرویی به نسبت ۱/۵ گروه A، پین از محل خود جدا می‌شود. از تحقیق حاضر می‌توان نتیجه گرفت که قرار دادن پین در داخل لایه‌ای به ضخامت ۱ میلی‌متر کامپوزیت و ۱ میلی‌متر عاج می‌تواند گیری معادل روش معمول قرار دادن پین در عاج ایجاد کند. این نتیجه می‌تواند کاربرد فراوانی در کلینیک داشته باشد به طوری که بسیاری از حرفه‌های کوچک موجود پس از حذف پوسیدگی را می‌توان توسط بیس کامپوزیتی پوشاند و سپس در داخل آن پین قرار داد بطوری که پین تنها یک میلی‌متر در عاج نفوذ کند و بدین ترتیب احتمال نفوذ پین به داخل پالپ، التهاب پالپ، سوراخ‌شدگی دیواره خارجی دندان کاهش می‌یابد.

نتیجه‌گیری:

مطالعه حاضر نشان داد بالاترین نیروی کششی جهت خروج پین مربوط به گروه A می‌باشد. قراردادن پین ۱ میلی‌متر در عاج و ۱

لازم جهت خروج پین مربوط به گروه C بود.

می‌تواند گیری برابر با روش معمول قراردادن پین در عاج ایجاد نماید. همچنین کمترین نیروی کششی

References

1. Alptekin T, Ozer F, Unlu N, Cobanoglu N, Blatz MB: In Vivo And In Vitro Evaluations Of Microleakage Around Class I Amalgam And Composite Restorations. Oper Dent 2010; 35: 614-648
2. Gupta M, Pandit Ik, Srivastave N, Gugnani N: Comparative Evaluation Of 2% Sodium Fluoride Iontophoresis And Other Cavity Liners Beneath Silver Amalgam Restorations. J Indian Soc Pedod Prevent Dent 2010; 28: 68-72
3. Al-Omari WM, Al-Omari QD, Omar R: Effect Of Cavity Disinfection On Post Operative Sensitivity Associated With Amalgam Restorations. Oper Dent 2006, 31: 165-170
4. Gallato A, Angnes G, Reis A, Loguercio A: Long Term Monitoring Of Microleakage Of Different Amalgam With Different Liners. J Prosthet Dent 2005; 93: 571-576
5. Osborne J: In Defense of Amalgam. Oper Dent 1991; 16: 157 - 159
6. Stampalia LL, Nicholls JJ: Fracture Resistance Of Teeth With Resin Bonded Restorations. J Prosthet Dent 1986 ; 55: 694 -697
7. Wassell RW, Smart ER, George GST: Crowns And Other Extra-Coronal Restoration: Cores For Teeth With Vital Pulp. Br Dent J 2002; 192: 499-509
8. Irvin AW, Webb EL : Photo Elastic Analysis Of Stress Induced From Insertion Of Self Threading Retentive Pins. J Prosthet Dent 1985; 53:311 - 316
9. Felton DA: Pulpal Response To Threaded Pin And Retentive Slot Techniques: A Pilot Investigation. J Prosthet Dent 1991; 66:597-602
10. Burke FJT, Shaglouf AG, Combe EC, Wilson NHF: Fracture Resistance Of Five Pin-Retained Core Build-Up Materials On Teeth With And Without Extracoronal Preparation. Oper Dent 2000; 25: 388-394
11. Summitt JB, Burgess JO, Berry TG, Robbins JW, Osborne JW, Haveman CW: The Performance Of Bonded Vs. Pin-Retained Complex Amalgam Restorations A Five-Year Clinical Evaluation. JADA 2001;132:923-931
12. Brackett WW, Bailey JH: The Retention Of Amalgam And Composite Resin By A Smooth Reverse-Tapered Pin. Oper Dent 1992; 17: 152-155
13. Molinaro JD, Harris RK: Dental Amalgam: success or failure. Oper Dent 1992; 17: 243 -250
14. Summitt JB, Burgess JO: Six _ Year Clinical Evaluation Of Bonded And Pin _ Retained Complex Amalgam Restorations. Oper Dent 2004; 29: 261 - 268
15. Summitt JB, Robbins W, Hilton TJ, Schwartz R: Fundamentals Of Operative Dentistry. 3rd Ed. Hanove Park, Quintessence, 2006; Chap. 11: 340-393
16. Roberson TM, Heymann HO , Swift EJ: Art And Science Of Operative Dentistry. 5th Ed. USA, The C.V. Mosby Co , 2006; Chap 19: 807-842
17. Angel A, Caputo J , Standlee P: Pins And Posts _ Why, When And How. Dent Clin North Am 1976 ;20:299 - 311
18. Arlong G: The Retention Threaded Pins In Composite Resin. J Prosthet Dent 1989; 61:169 - 173
19. Dilts WE , Duncason MG: Retention of self _ threading Pins. Canada Dent ASSN 1981; 2: 119 - 120

20. Burgess JO, Summitt JB: Retention and Resistance Provided by Nine Self _ threading Pins . Oper Dent 1991; 16: 55- 60
21. Davis SP, Summitt .B: Self _ Threading Pins And Amalgapins Compared In Resistance Form For Complex Amalgam Restorations. Oper Dent 1983; 8: 88 - 93
22. Bione HM, Wilson PR: The Effect Of The Mismatch The Core Diameter Of Self _ Threading Dentine Pins And The Pinhole Diameter . Aust Dent J 1998; 43:181 - 187
23. Terence AI: Comparing The Resistance Of Dentine Bonding Agents And Pins In Amalgam Restorations. JADA 1995; 126 : 753- 756
24. Butchart DGM: Retention Of Composite Restorations. A Comparison Between A Threaded Pins And A Dentine Bonding Agent. Br Dent J 1988; 165:217 - 220