

مقایسه‌ی اثر سه طرح تراش شولدر، چمفر و چمفر عمیق در سطح پالاتال بر مقاومت به شکست در ترمیم‌های لامینت

عزت ا... جلالیان^{*}، مونا صادق^{**}، زهرا راستگو^{***}، میترا حسین مهرپور^{****}

^{*} دانشیار گروه پروتز ثابت، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی

^{**} دستیار تخصصی گروه اندودنتیکس، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

^{***} دستیار تخصصی گروه پرپودنتیکس، دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی

^{****} دندانپزشک

چکیده

بیان مساله: شکستگی پرسن در ترمیم‌های لامینت بسیار شایع بوده و یکی از دلایل آن طرح تراش است.

هدف: هدف از این پژوهش، مقایسه‌ی اثر سه طرح تراش شولدر، چمفر و چمفر عمیق در طرح بر مقاومت به شکست ترمیم‌های لامینت ونیر بود.

مواد و روش: این پژوهش به روش تجربی و به گونه‌ی آزمایشگاهی بر روی 30 عدد دندان سانترال بالا که بی پوسیدگی، ترک و ساییدگی بودند انجام گرفت. دندان‌ها با ابعاد کاملاً همانند به گونه‌ی تصادفی به سه گروه 10 تایی بخش شدند. سپس، طرح تراش به گونه‌ی کامل انجام گرفت و در سطح پالاتال در گروه 1 تراش چمفر عمیق، در گروه 2 طرح شولدر و در گروه 3 طرح چمفر انجام شد. پس از آن نمونه‌ها با زاویه‌ی 30 درجه در زیر دستگاه اینسترون قرار گرفت و میزان نیرویی که سبب شکستگی آن گردید تعیین شد. جهت واکاوی آماری، از آزمون تی استفاده شد.

یافته‌ها: مقاومت به شکست در گروه چمفر عمیق $283/40 \pm 17$ نیوتن، در گروه شولدر $231/50 \pm 25/61$ نیوتن و در گروه چمفر $254 \pm 21/71$ نیوتن ($p < 0/05$) نشان داد، که میان سه گروه اختلاف معنادار وجود دارد.

نتیجه‌گیری: نتایج به دست آمده از این بررسی نشان داد، که طرح تراش چمفر عمیق در تکنیک اورلپ (Over lap) نسبت به دو طرح تراش چمفر و شولدر دارای مقاومت به شکست بالاتری است.

واژگان کلیدی: لامینت ونیر، مقاومت به شکست، آماده‌سازی اینسایزال

درآمد

یک ترمیم وقتی می‌تواند مدتی زیاد در دهان باقی بماند، که از سه جهت مکانیکی، زیست شناختی و زیبایی پذیرفتنی باشد. ترمیم‌های لامینت ونیر از نظر زیبایی و زیست شناختی همواره مورد تایید دندان پزشکان بوده است. این ترمیم‌ها بیشتر از جهت مکانیکی پرسش برانگیز بوده، به گونه‌ای که علت اصلی شکست درمان‌های ونیر پرسنل به دلیل وقوع شکستگی در این گونه ترمیم‌هاست و عوامل دیگر همچون عود پوسیدگی و مشکلات زیست شناختی دارای شیوع پایین تری هستند⁽¹⁾.

از عواملی که در استحکام و مقاومت به شکست ونیرهای پرسنل موثر بوده، آماده سازی دندان است، برای همین چهار طرح تراش Incisal bevel، Feathered incisal edge، Window و Overlapped incisal edge بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد^(2,1).

به جز طرح Window در دیگر موارد لبه‌ی اینسایزال درگیر است و در طرح تراش Overlapped incisal edge گسترش پالاتالی را به همراه دارد، که نسبت به طرح تراش Window مقاومت به شکست بالاتری را داراست^(2 و 3) اما موفقیت این روش پیوندی مستقیم با طرح تراش و رعایت استانداردهای آن دارد که در بیشتر موارد به علت انتخاب نامناسب طرح تراش در سطح پالاتال، طرح درمان ونیر پرسنل با شکست رو به رو می‌شود⁽³⁾.

در طرح Overlapped incisal edge، خط پایان تراش در بخش پالاتال بیشتر سه طرح شولدر، چمفر و چمفر عمیق است. بررسی‌ها در خصوص ارتباط طرح تراش‌های یاد شده با مقاومت به شکست همراه با نتایج ناهمخوان بود⁽²⁻⁴⁾. بنابراین، این پژوهش برای تعیین بالاترین مقاومت به شکست در سه طرح تراش شولدر، چمفر و چمفر عمیق در سطح پالاتال طرح آماده سازی Overlapped incisal edge انجام گرفت.

مواد و روش

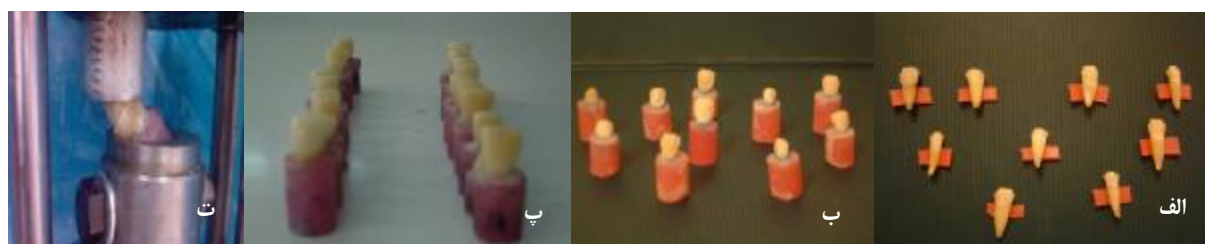
این پژوهش با روش تجربی و در شرایط آزمایشگاهی انجام

گرفت. از 30 دندان سانترال فک بالا که بی پوسیدگی، ترک، شکستگی لبه‌ی اینسایزال و ساییدگی بودند و ابعاد همانند داشتند، استفاده شد^(3 و 5). برای به حداقل رساندن اثر ابعاد و شکل‌های گوناگون بر روی نتیجه‌ی این پژوهش، ابعاد مزودیستالی و باکوپالاتالی نمونه‌ها به وسیله‌ی قطرستج فلزی اندازه‌گیری شد و نمونه‌ها با اختلاف ابعادی $\pm 0/5$ میلی‌متر انتخاب شدند^(5 و 6). سپس، دندان‌ها برای گندزدایی شدن به مدت 24 ساعت در محلول کلرامین 0/5 درصد نگهداری گردیدند⁽⁷⁻⁹⁾. همه‌ی نمونه‌ها جهت نبود ترک، در زیر استریومیکروسکوپ با بزرگ‌نمایی 16 (نیکون - آلمان) قرار داده شدند^(10 و 11).

دندان‌ها تا زمان آغاز بررسی در سدیم کلراید 9 درصد (دارو پخش / ایران) نگهداری شدند، که این محلول‌ها هر سه روز تعویض می‌شدند⁽⁶⁾. دندان‌ها به گونه‌ی تصادفی به سه گروه بخش گردید و سپس آماده‌سازی آنها به گونه‌ی کاملاً یکسان با استفاده از شل (به جز طرح پایان تراش سطح پالاتال) به شکل زیر انجام گرفت.

1. کوتاه کردن لبه‌ی اینسایزال: به مقدار 1/5 میلی‌متر
2. آماده سازی لبالی: با عمق 0/7 میلی‌متر در بدنه تراش و 0/3 میلی‌متر در بخش پایان تراش و به شکل چمفر کم عمق
3. آماده سازی پروگزیمال: وجود یک حالت شیار مانند برای نشست بهتر لامینیت و بدون اندرکات⁽¹⁰⁻¹⁴⁾
4. آماده سازی پالاتال: سطح پالاتال به ارتفاع 1/5 میلی‌متر با عمق 0/7 میلی‌متر. سپس برای نمونه‌های گروه A خط پایان تراش (جینجیوالی) در این بخش به گونه‌ی چمفر عمیق با عمق 1 میلی‌متر و برای گروه B به گونه‌ی شولدر به عمق 1 میلی‌متر و برای گروه C به گونه‌ی چمفر به عمق 0/7 میلی‌متر انجام گرفت (فرز الماسی D&Z - آلمان) (توربین NSK - ژاپن)^(10 و 11) (نگاره‌ی 1 الف).

برای همه‌ی نمونه‌ها PDL مصنوعی (3 M/ESPE/USA) با



نگاره‌ی 1 الف نمونه‌های انتخاب شده، ب نمونه‌های مانده همراه PDL، پ نمونه‌های آماده شده، ت نمونه‌ها در زیر دستگاه اینسترون

Archive of SID

جدول 1 میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در سه طرح تراش در سطح پالاتال لامینیت

| گروه | N | میانگین | انحراف از معیار | انحراف از خطا | 95 درصد ضریب اطمینان برای میانگین | | حداقل | حداکثر |
|------|----|---------|-----------------|---------------|-----------------------------------|---------|-------|--------|
| | | | | | حد پایین | حد بالا | | |
| A | 10 | 283/40 | 17/00 | 5/38 | 271/24 | 295/56 | 260 | 310 |
| B | 10 | 231/50 | 25/61 | 8/10 | 213/18 | 249/82 | 190 | 260 |
| C | 10 | 254/00 | 21/71 | 6/86 | 238/47 | 269/53 | 220 | 290 |
| جمع | 30 | 256/30 | 30/11 | 5/50 | 245/06 | 267/54 | 190 | 310 |

طبیعی فک بالا انجام گرفت، این نتایج به دست آمد. آزمون کلموگروف-اسمیرنوف (Kolmogorov-Smirnov) نشان داد، که در هر سه گروه داده‌ها دارای توزیع طبیعی هستند، بنابراین جهت واکاوی داده‌ها از آزمون آنوا و توکی استفاده شد (جدول 1 و 2).

جدول 2 میانگین و انحراف معیار و نتیجه‌ی آزمون آماری آنوا

| معنادار بودن | F | مربع میانگین | df | مجموع مجذورات |
|--------------|--------|--------------|----|------------------------|
| $p < 0/05$ | 14/352 | 6773/700 | 2 | میان گروه‌ها 13547/400 |
| | | 471/959 | 27 | درون گروه‌ها 12742/900 |
| | | | 29 | جمع 26290/300 |

جدول 2 نشان دهنده‌ی معنادار بودن آزمون است.

اختلاف میانگین در سه گروه با اهمیت است و نیز این جدول نشان می‌دهد، که میانگین مقاومت به شکست در گروه با طرح تراش چمفر عمیق نسبت به دو گروه دیگر بیشتر بوده و کمترین مقاومت به شکست مربوط به گروه با تراش شولدر است.

بحث

در این پژوهش، که برای مقایسه‌ی مقاومت به شکست پرسنل لامینیت ونیر با سه طرح تراش چمفر، شولدر و چمفر عمیق در سطح پالاتال انجام گرفت، آشکار شد که میانگین مقاومت به شکست در گروه با طرح تراش چمفر عمیق در سطح پالاتال 283/40 و در گروه با طرح تراش شولدر در سطح پالاتال 231/5، و در گروه با طرح تراش چمفر 254 نیوتن است. با توجه به نتایج، میزان مقاومت به شکست در گروه چمفر عمیق/پالاتال بیشتر از گروه شولدر/پالاتال و گروه چمفر/پالاتال بود و اختلاف آماری معنادار دیده شد.

از سویی، با در نظر گرفتن این که نیروهای اکلوزالی کمی (100 تا 200 نیوتن) برای انسیزورها گزارش شده⁽²¹⁾ و مقاومت به شکست در هر گروه بالا بود، بنابراین استفاده از هر سه گروه تراش برای آماده‌سازی دندان‌ها مطلوب به نظر می‌رسد. در این

استفاده از مواد قالب‌گیری پلی‌اتر (آپاداناتک - ایران) در نظر گرفته شد. نمونه‌ها در آکریل‌های شفاف مانع گردیدند⁽¹⁵⁻¹⁷⁾ (نگاره‌ی 1 ب). عمل قالب‌گیری با استفاده از ماده‌ی سیلیکون تراکمی (پوتی-واش کولتن سوئیس) انجام گرفت و سپس نمونه‌ها دوباره در سرم فیزیولوژی قرار گرفتند^(9, 10, 12, 18, 19).

شیوه‌ی قالب‌گیری با تهیه‌ی تری اختصاصی و قالب‌گیری یک مرحله‌ای بود. برای یکسان‌سازی لامینیت‌ها در آغاز، الگوی مومی روی کست گچی ساخته و سپس شل فراهم و بر مبنای شل (Shell) ضخامت‌ها یکسان شده و برای اطمینان، پس از تهیه‌ی لامینیت با کولیس دوباره ضخامت‌ها یکسان شدند. قالب‌ها در آزمایشگاه تهیه و رفاکتوری دای (نوریتاکی - ژاپن) ساخته شدند. ساخت لامینیت‌ها (ویتا/آلمان) با ضخامت‌های کاملاً یکسان انجام گرفت. مرحله‌ی بعد، سمان کردن، لامینیت‌ها بر روی دندان‌های آماده شده بود که با استفاده از سمنت پاناویا (پاناویا F2.0/ژاپن) بر پایه‌ی دستور کارخانه به گونه‌ی کاملاً یکسان انجام پذیرفت (نگاره‌ی 1 پ).

به این شکل همه‌ی نمونه‌ها آماده‌ی قرارگرفتن در زیر دستگاه (اینسترون - 1195 کشور آلمان) شدند و پس از قرارگیری نمونه‌ها در نگهدارنده (Holder)، دستگاه با نیروی فشاری و زاویه‌ی 30 درجه نسبت به محور طولی دندان و با سرعت 1 میلی‌متر بر دقیقه تنظیم گردید^(17, 20) (نگاره‌ی 1 ت).

به این شکل، هر 30 نمونه از نظر مقاومت در مقابل نیرو آزمایش شدند و سرانجام داده‌ها برای هر گروه مشخص گردید. برای این که داده‌ها دارای توزیع طبیعی بودند جهت دآوری آماری از آزمون آنوا استفاده گردید.

یافته‌ها

در این بررسی، که اثر سه طرح تراش شولدر، چمفر و چمفر عمیق در سطح پالاتال بر مقاومت به شکست (Porcelain Laminate Veneer) PLV بر روی 30 دندان سانترا

Archive of SID

کارخانه‌ی سازنده 40 ثانیه (20 ثانیه از سطح باکال و 20 ثانیه از سطح پالاتال) عمل کیورینگ انجام شد (1).

با توجه به پژوهش‌هایی که توسط استرانگ (Strang) و اوکیفک (O'keefek) انجام شده، مدت زمان 60 ثانیه برای کیورینگ موثر بوده و 30 تا 40 ثانیه کافی نیست (28 و 29). این امر نیز می‌تواند یکی دیگر از علل کاهش میزان مقاومت به شکست نمونه‌ها باشد.

افزایش مقاومت به شکست در گروه‌های چمفر نسبت به شولدر شاید به این علت باشد که در گروه‌های چمفر لبه‌ای شکاف کمتر و هماهنگی لبه‌ای بهتر و استفاده از سمان‌های رزینی سبب یکپارچگی مطلوب‌تر در بخش لبه‌ها می‌شود که خود می‌تواند سبب افزایش مقاومت در برابر نیرو گردد. البته افزایش مقاومت به شکست در گروه چمفر عمیق نسبت به چمفر معمولی می‌تواند به علت ضخامت بیشتر رستوریشن آن در گروه چمفر عمیق باشد.

در پژوهش‌هایی که مقاومت به شکست و موفقیت PLV بررسی گردیده، نتایج گوناگون و متفاوتی را در این زمینه بیان کرده‌اند (1، 2، 3، 13 و 35).

هایتون (Highton) و همکاران بیان داشتند، که گسترش و ایجاد تراش در لبه‌ی انسیزال، یک استاپ مناسب جهت پخش نیروی اکلوزالی و فشار در سطح گسترده‌تری ایجاد کرده و باعث کاهش خطر شکست پرسن و افزایش مقاومت مکانیکی لامینیت ونیر می‌شود. همچنین، هنگامی که ونیر لبه‌ی انسیزال را می‌پوشاند (البته در این پژوهش تنها با ضخامت 0/5 میلی‌متر) تمرکز فشار کمتری ایجاد خواهد داشت (8).

سیمور (Seymour) و همکاران نیز بیان نمودند، که تحمل بهتر نیروهای اکلوزالی و تمرکز فشار کمتر زمانی است که طرح تراش پالاتال چمفر/اینسایزال اورلپ باشد زیرا که با در برگیری لبه، فشار روی دندان پخش می‌شود. فشاری که در پرسن ایجاد می‌شود هنگام وارد کردن نیروی پالاتال بیشتر از گونه‌ی فشاری (Compressive) است (9).

نتایج همانند با این بررسی‌ها در گزارش‌های زارن (Zarone) و همکاران (11)، ترویدسن (Troedson) و همکاران (33) و سیمور و همکاران (34) آورده شده است و این مساله را تاکید می‌کند، که طراحی آماده سازی بر روی الگوی پخش فشار در درون PLV اثر می‌گذارد.

با توجه به نتایج بالا چنین برآورد می‌شود، که ایجاد گیر و

پژوهش نیروها با زاویه‌ی 30 درجه نسبت به محور طولی دندان و سطح پالاتال لامینیت وارد شد تا موقعیتی همانند نیروهای وارد شده به دندان در هنگام جویدن در دهان فراهم گردد (22-24).

در بررسی کنونی، میانگین مقاومت به شکست دندان‌ها در مقایسه با دیگر بررسی‌ها همچون پژوهش هان (Hahn) کمتر ثبت شد، که این اختلاف می‌تواند ناشی از شرایط دندان پیش از کشیدن، سن و شرایط نگهداری دندان، تفاوت در گونه‌ی پرسن و باندینگ، و سرعت وارد آمدن نیرو باشد (25-27 A).

در این پژوهش، به همانند بودن ابعاد دندان‌ها توجه ویژه‌ای شد و به وسیله‌ی قوام مناسبی از ماده‌ی الاستیکی پلی‌اتری، PDL مصنوعی برای شباهت‌سازی پرودنشیوم طبیعی و ایجاد آزادی حرکت زیر موقعیت فشاری ساخته شد (17، 17، 28-30). بنابراین، در شرایط موجود استفاده از لیگامان مصنوعی مناسب‌ترین روش بود، هر چند که گونه‌ی طبیعی آن نبود (31 و 32).

بر پایه‌ی اصول پژوهش بایستی لامینیت‌های مورد بررسی دارای قطرهای یکسان بودند. از این رو سعی شد، که کمترین اختلاف از نظر اندازه‌ی قطر لامینیت‌ها وجود داشته باشد و ضخامت لامینیت‌ها به گونه‌ی میانگین $0/8 \pm 0/1$ میلی‌متر بود (7). لیندن (Linden) یادآوری نمود، که سمان پلی‌مریزه شونده با نور از ورای لامینیت اپک با ضخامت بیشتر از 0/7 میلی‌متر موثر نیست (30). بنابراین پیشنهاد شده، که در این موارد از یک سمان دوال کیور که هم توسط نور مری و هم به گونه‌ی شیمیایی سفت می‌شود استفاده می‌گردد (33 و 34).

در پژوهش کنونی نیز، با توجه به ضخامت لامینیت‌ها از سمان دوال کیور پاناویا اف (کوراری - ژاپن) استفاده شد، که احتمالاً سبب ایجاد شرایط مطلوب‌تر و یکپارچگی بهتر لامینیت‌ها با دندان‌ها شده است. افزون بر این، عامل مهم دیگری که نقش بسیار مهمی در استحکام ساختاری و افزایش مقاومت شکست PLV دارد، یک باندینگ موفق بوده، که این امر نیز خود به سخت شدن و پلی‌مریزاسیون کامل سمان بستگی دارد (16).

مطمئن بودن از تابش کافی دستگاه لایت کیور با شدت مشخص، برای دست‌یافتن به این مهم امری ضروری است. به همین دلیل شدت دستگاه لایت کیور با یک رادیومتر اندازه‌گیری شد تا در همه‌ی مراحل بررسی از 400 میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع بیشتر نباشد (20). بیشتر کارخانه‌های سازنده زمانی میان 30 تا 40 ثانیه را پیشنهاد می‌کنند. در بررسی کنونی نیز، بر پایه‌ی دستور

Archive of SID

هان (Hahn) و همکاران انجام شد هر دو نشان داد، که مقاومت به شکست تراش‌هایی که لبه‌ی انسیزال را پوشش می‌دهند از نظر آماری پایین‌تر از تراش‌های بی‌درگیری لبه‌ی انسیزال است و نیز این تراش‌ها استرس زیادی را به ونیر منتقل می‌کنند^(4 و 7) که این یافته‌ها با نتایج به دست آمده از بررسی کنونی همخوانی ندارد.

پوشش لبه‌ی انسیزال به منظور دستیابی به زیبایی و فانکشن ممکن است لازم باشد. هان گزارش نمود، که پایین‌ترین میزان مقاومت به شکست که در پژوهش خود برای دندان‌های آماده شده با تکنیک اورلپ ثبت شده باز هم سه برابر بیشتر از نیروهای جویدن دندان‌های پیشین است، که این یافته‌ها نیز با بررسی کنونی همانندی دارد⁽⁴⁾. علت تفاوت به دست آمده با دیگر بررسی‌ها شاید به دلیل روش ساخت (که در این پژوهش از کور استفاده نشد)، سن دندان انتخاب شده و گونه‌ی باندینگ باشد.

نتیجه‌گیری

1. گونه‌ی طرح تراش سطح پاتال در تکنیک انسیزال اورلپ (چمفر یا شولدر و چمفر عمیق)، می‌تواند نقشی مهم در مقاومت به شکست لامینیت داشته باشد.
 2. با توجه به نتایج به دست آمده از این بررسی، نتیجه‌گیری می‌شود که لامینیت‌های با طرح تراش هم پوشانی پالاتال/چمفر عمیق Palatal/deepchamfer overlap technique، در مقایسه با لامینیت‌های با طرح تراش هم پوشانی پالاتال/شولدر Palatal/shoulder overlap technique و طرح هم پوشانی پالاتال/چمفر دارای مقاومت به شکست بالاتری است.
- بنابراین پیشنهاد می‌شود، که به استفاده از این طرح تراش در سطح‌های لینگوال دندان‌های پیشین در مطب توجه گردد.

نشست (Seat و Stop) مناسب در سطح پالاتال جهت تراش PLV، باعث تمرکز استرس و در نتیجه کاهش خطر شکست پرسن لامینیت ونیر می‌گردد⁽³⁵⁻³⁹⁾، که این ویژگی در هر سه گروه تراش A (چمفر عمیق)، B (شولدر) و C (چمفر) دیده می‌شود. در یافته‌هایی که از پژوهش‌های کریستین (Christian) و همکاران و اسمالز (Smales) و همکاران به دست آمد^(6 و 10)، تفاوت آماری معنادار میان دو گروه از PLV با طرح تراش‌های چمفر پالاتال، تکنیک اورلپ و ویندو از نظر مقاومت به شکست یافت نشد ولی درصد موفقیت لامینیت‌های روش اورلپ بالاتر از گروه ویندو بود. در این زمینه میجرینگ (Meijering) و همکاران، در یک پژوهش بالینی در طی 2/5 سال، ارتباطی میان میزان ماندگاری و گونه‌های طرح تراش لبه‌ی انسیزال گزارش نکردند⁽³⁷⁾. با وجود این که این امر به گونه‌ی عمومی پذیرفته شده که بهترین طراحی لبه‌ی طرح چمفر یا شولدر گرد است، اما هنوز هیچ هماهنگی برای استفاده از طرح گسترش پالاتالی به منظور رسیدن به ثبات ساختاری پذیرفتنی و نیز یک خط پایان تراش آشکار وجود ندارد^(27 و 38-40).

وال (Wall) گزارش نمود، که هیچ نیازی به پوشش لبه‌ی انسیزال نیست مگر زمانی که لبه‌ی اینسایزال بسیار نازک است. در این موارد، لبه باید به میزان 0/5 تا 1 میلی‌متر کوتاه شده و به همراه یک استاپ شولدر در سطح لینگوال باشد⁽⁵⁾. همچنین گاربر (Garber) پیشنهاد می‌کند، که تراش لبه‌ی انسیزال به اصلاح درازا و پهنای باکولینگوال بستگی دارد و زمانی که لبه‌ی انسیزال نازک است یا زمانی که مورفولوژی انسیزو سرویکال نیاز به اصلاح دارد طرح تراش اینسایزال اورلپ به همراه گسترش پالاتالی تا طرح چمفر مطلوب خواهد بود⁽²⁴⁾. در پژوهش کنونی از روش و یافته‌های این بررسی‌ها استفاده گردید⁽³⁸⁾.

پژوهش‌هایی که توسط هوای (Hui) و همکاران و

*Archive of SID***References**

1. Toati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and ceramic Restoration*. 1th ed., Uk: Martin Duitz; 1999. p. 269-273.
2. Smales RJ, Chu FC. *Porcelain laminate veneers for dentists and technicians*. New delhi/ India: Jaypee Brothers Mdical Publisher; 1999.4 p. 217-225.
3. Brunton PA, Wilson NH. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. *Br Dent J* 1998; 184: 553-556.
4. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 1024-1029.
5. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 441-446.
6. Smales RJ, Etemadi S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 323-326.
7. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J* 1991; 171: 51-55.
8. Highton R, Caputo AA, Mátyás J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 157-161.
9. Seymour KG, Cherukara GP, Samarawickrama DY. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. *J Prosthodont* 2001; 10: 16-21.
10. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 132-139.
11. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers related to tooth preparation: a comparison between two techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 354-363.
12. Shillingburg Herbert T, Hobo Sumiya, Whitsett Lowell D, Jucobi Richard, Bruckett Susan E. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed S.L., Quintessence: America; 1997. p. 139-171.
13. Small BW. Preparation of teeth for esthetic restorations. *Gen Dent* 2001; 49: 144-148.
14. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 540-547.
15. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 25-30.
16. Walls AW, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. *Br Dent J* 2002; 193: 73-76, 79-82.
17. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 540-547.
18. Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. *Front Oral Physiol* 1974;1: 265-292.
19. Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1986; 65: 1173-1178.

Archive of SID

20. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 171-180.
21. Brunton PA, Aminian A, Wilson NH. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br Dent J* 2000; 189: 260-262.
22. Bichacho N. Porcelain laminates: integrated concepts in treating diverse aesthetic defects. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995; 7: 13-23.
23. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent* 1995; 23: 165-170.
24. Garber DA. Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. *Compendium* 1991; 12: 316, 318, 320.
25. Weinberg LA. Tooth preparation for porcelain laminates. *N Y State Dent J* 1989; 55: 25-28.
26. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996;104: 390-395.
27. Muhlemann HR. Ten Years of Tooth Mobility Measurements. *J Periodontol* 1960; 31: 110-122.
28. Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J* 1987; 163: 149-151.
29. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 434-438.
30. Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 1991; 70: 154-157.
31. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *J Prosthodont* 1993; 2: 24-27.
32. Nordbø H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent* 1994; 22: 342-345.
33. Troedson M, Dérand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 518-524.
34. Seymour KG, Taylor M, Samarawickrama DY, Lynch E. Variation in labial shoulder geometry of metal ceramic crown preparations: a finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1997; 5: 131-136.
35. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 327-334.
36. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 345-355.
37. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *J Dent* 1998; 26: 563-568.
38. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 395-402.
39. Troedson M, Dérand T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand* 1998; 56: 257-262.
40. Troedson M, Dérand T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand* 1998; 56: 257-262.