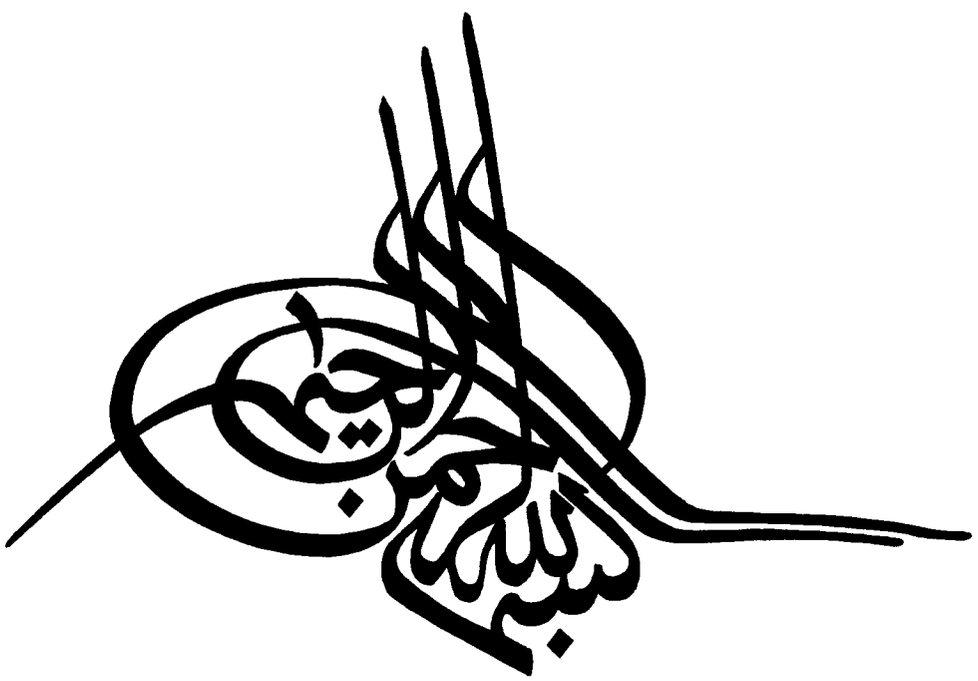

١٥٦٠٠٨

دانشگاه علوم پزشکی وخدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
دانشکده دندانپزشکی

پایان نامه:

جهت دریافت درجهٔ دکترای دندانپزشکی

موضوع:

بررسی اثر زمان خشک کردن با هوا بر استحکام باند ریز کششی یک ادهزیو به عاج

به راهنمایی استاد ارجمند:

جناب آقای دکترسید مجید موسوی نسب

اساتید مشاور:

جناب آقای دکتر عبدالرحیم داوری

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی

نگارش :

علیرضا زاهدی فر

زمستان ۸۹ شمارهٔ پایان نامه : ۴۷۵

وزارت علوم، تحقیقات و فناوری
پژوهشگاه علوم و فناوری اطلاعات ایران
IRANDOC
مرکز اطلاعات و مدارک علمی ایران

۱۳۹۰/۲/۱۲
۱۵۶۰۰۸

تقدیم به استاد ارجمندم

جناب آقای دکتر سید مجید موسوی نسب

که تمام موفقیت خود را مدیون زحمات ایشان می دانم

با سپاس فراوان از:

جناب آقای دکتر عبدالرحیم داوری

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی

فهرست مطالب

عنوان	*صفحه*
چکیده	
فصل اول کلیات	۱
مقدمه	۲
معیارهای دخیل در اتصال به بافت دندانی	۲
طبقه بندی سیستم‌های چسباننده	۳
تشکیل سطح بینابینی چسبنده	۶
مراحل کلینیکی باندینگ	۸
پلیمریزاسیون	۹
مکانیسم‌های دباند شدن بین دو سطح	۱۰
اندازه گیری استحکام باند	۱۰
ترکیبات	۱۲
تبخیر حلال‌هادر ادهزیوها	۱۴
مروری بر مقالات	۱۷
اهداف و فرضیات	۲۴
فصل دوم: مواد و روش کار	۲۵
نوع مطالعه	۲۶
روش نمونه گیری	۲۶
روش اجرای تحقیق	۲۶
روش بررسی داده ها	۳۴
فصل سوم: نتایج	۳۵
بررسی نتایج استحکام باند	۳۶
فصل چهارم: بحث و نتیجه گیری	۴۱
بحث	۴۲
نتیجه گیری	۴۷
خلاصه انگلیسی	۴۸
منابع و ماخذ	۴۹

فهرست جداول

عنوان *صفحه*

جدول ۱-۱: مزایا و معایب پرایمرهای دارای حلال متفاوت ۱۳

جدول (۱-۲) : جدول متغیرها ۳۴

جدول۱-۳: میانگین و انحراف معیار نتایج حاصل از تست میکروتنسایل ۳۷

جدول (۲-۳): نتایج حاصل از آزمون آماری ANOVA ۳۷

جدول (۳-۳): نتایج حاصل از آزمون‌های آماری مقایسه ای دو به دو Bonferroni ۳۸

جدول (۴-۳): تعداد و درصد بررسی الگوی شکست توسط استریومیکروسکوپ ۳۹

فهرست نمودار

عنوان	صفحه
نمودار ۱-۳: مقایسه میانگین استحکام باند در گروههای مورد مطالعه	۴۰

فهرست تصاویر

عنوان	صفحه
تصویر۱-۲/الف: دندان مولر کشیده شده انسانی	۲۶
تصویر۱-۲/ب: دندان بعداز ایجاد سطح صاف عاجی	۲۶
تصویر۲-۲: اچ و ادهزیو مورد استفاده در مطالعه	۲۷
تصویر۳-۲: کامپوزیت Saremco مورد استفاده در مطالعه	۲۸
تصویر۴-۲: دندان بعداز قرار دادن کامپوزیت	۲۹
تصویر۵-۲: دستگاه ترموسایکل	۲۹
تصویر۶-۲: نمونه دندانی مانت شده در آکریل در حال برش	۳۰
تصویر۷-۲: نمونه دمبلی شده	۳۱
تصویر۸-۲: Universal - testing machine MTD – 500 Plus	۳۲
تصویر۹-۲: گیره های نگهدارنده دستگاه میکروتنسایل	۳۳
تصویر۱۰-۲: نمونه بعد از قرارگیری در دستگاه میکروتنسایل	۳۳

چکیده

عنوان:

بررسی اثر زمان خشک کردن با هوا بر استحکام باند ریز کششی یک ادهزیو به عاج

مقدمه:

انجام روش های درمانی دندانپزشکی ترمیمی، بر پایه اصول و روش های چسبندگی با استفاده از سیستم های چسباننده، بخش عمده ای از کارهای روزمره کلینیکی را تشکیل می دهد. بنابراین نیاز به شناخت کامل و جامع این سیستم ها به منظور کاربرد صحیح این مواد لازم می باشد.

در طی کاربرد سریع ادهزیو و خشک کردن متعاقب آن، حلال تا حد امکان تبخیر میشود، در نتیجه حلال باقی مانده میتواند استحکام باند را کاهش دهد.

این مطالعه تصمیم به ارزیابی اثر زمان های مختلف خشک کردن ادهزیو با هوا بر استحکام باند میکروتنسایل کامپوزیت به عاج دندان دارد.

روش کار:

تعدادی دندان مولر کشیده شده ی انسانی که بدون پوسیدگی بودند انتخاب شدند. با استفاده از توربین به همراه اسپری آب و هوا به عنوان خنک کننده و با استفاده از فرز فیشور الماسی شماره (008)، سطح اکلوزال دندان ها تا رسیدن به سطح صاف از عاج تراشیده شدند. سپس دندان ها بر اساس زمان های مختلف خشک کردن ادهزیو با هوا (۰ ثانیه، ۲ثانیه، ۵ ثانیه «زمان پیشنهادی کارخانه»، ۱۰ ثانیه، ۳۰ ثانیه) به ۵ گروه تقسیم شدند. در هر گروه، دندان ها در ابتدا با پوآر هوا خشک شده و به وسیله ژل اسید فسفریک ۳۸٪، اچینگ به مدت ۵ ثانیه انجام شد و سپس به مدت ۱۵ ثانیه با اسپری آب و هوای یونیت شستشو انجام شد تا اسید کاملاً شسته شود و سپس به مدت ۳ثانیه با پوآر هوا خشک شد. . بعد از آن ادهزیو Single bond 3M بر روی سطح عاج به صورت مالشی قرار داده شد. بعد از آن دندان ها برحسب گروه های موردنظر از لحاظ تبخیر حلال موجود در ادهزیو تحت خشک کردن با پوآر هوا قرار گرفتند و بعد از آن به مدت ۲۰ثانیه لایت کیور شد. بعد از قرار دادن کامپوزیت و لایت کیور کردن به

چکیده

مدت ۴۰ثانیه، دندان ها به تعداد ۵۰۰ مرتبه تحت ترموسایکل قرار گرفت . بعد از آن دندانها در مقاطع 1mm برش خوردند و بصورت دمبلی با سطح مقطع $1mm^2$ آماده شدند. بعد از آن تحت تست میکروتنسایل قرار گرفتند. نتایج حاصل توسط آزمونهای آماری مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج:

آزمونهای آماری حاکی از اختلاف معنی دار بین گروههای مورد مطالعه بود. میانگین استحکام باند میکرو تنسایل برای گروهی که در آن ۲ثانیه تبخیر حلال صورت گرفت بیشترین مقدار و برای گروهی که ۳۰ ثانیه تبخیر حلال در آن صورت گرفت کمترین مقدار بود.

نتیجه گیری:

زمان توصیه شده توسط کارخانه برای تبخیر حلال مناسب ترین زمان بوده و در آن استحکام باند حداکثر می باشد. تبخیر بیش از حد و تبخیرکم حلال، هر دو موجب تضعیف استحکام باند میشود

کلید واژه ها:

زمان های خشک کردن با هوا، ادهزیوهای تک ظرفی، استحکام باند میکروتنسایل

فصل اول

کلیات

Introduction

کلیات

مقدمه

انجام روش‌های درمانی دندانپزشکی ترمیمی، بر پایه اصول و روش‌های چسبندگی با استفاده از سیستم‌های چسباننده، بخش عمده ای از کارهای روزمره کلینیکی را تشکیل می‌دهد. بنابراین نیاز به شناخت کامل و جامع این سیستم‌ها به منظور کاربرد صحیح این مواد لازم می‌باشد.[۱]

امروزه در عصر دندانپزشکی با مواد چسبنده به سر می‌بریم، روش‌های مکانیکی مرسوم برای گیر مواد ترمیمی‌به میزان زیادی با استفاده از مواد چسبنده که نسوج دندانی را حفظ می‌کنند جایگزین شده اند.[۲]

دندانپزشکان با تغییر و تحول سریع و دائم مواد چسبنده مواجه اند. تمایل به سمت دندانپزشکی با کمک مواد چسبنده از اواسط دهه ۱۹۴۰ میلادی آغاز گردید و با ابداع اولین رزین کامپوزیت‌های ترمیمی‌در اوایل دهه ۱۹۷۰ و معرفی روش‌های اسید اچ به مجموعه درمان‌های بالینی دنبال گردید. از آن زمان به بعد پیشرفتی دائمی‌در ابداع انواع کامپوزیت‌های اصلاح شده و به همراه آن بهینه سازی عوامل چسبنده جریان داشته است. با وجود این چسبندگی به عاج هنوز هم به اندازه مینا قابل اعتماد نیست، ولی مواد چسبنده ی امروزین نتایج برتری را در آزمایشگاه به ظهور می‌رسانند و کفایت بالینی بیشتری به همره دارند.[۳]

روش‌های استفاده از مواد چسباننده مثل رزین‌های کامپوزیت در آغاز برای جایگزین سازی نسوج دندانی پوسیده و شکسته یا ترمیم نواقص ناشی از اروژن و ابریژن در نواحی طوق دندان به خدمت گرفته شدند. افزون بر این روش‌های جدید کاربرد مواد چسباننده، امکان افزودن مواد ترمیمی‌با هدف تصحیح ظواهر نازیبا، اصلاح موقعیت ها، ابعاد یا رنگ دندان را فراهم می‌سازد.[۴]

معیارهای دخیل در اتصال به بافت دندانی

استحکام و دوام پیوندهای چسبنده به عوامل چندی بستگی دارد. معیارهای با اهمیت ممکن است شامل:

خواص فیزیکی- شیمیایی ماده مورد اتصال و ادهزیو، خواص ساختمانی ماده مورد اتصال که خاصیت چند ترکیبی یا غیر همگون دارد، ایجاد آلودگی‌های سطحی حین تهیه حفره، روند انتقال و پخش بارهای اعمال شده بر محل اتصال، باشند. افزون بر این، محیط دهان که در معرض رطوبت، تنش‌های فیزیکی، تغییرات حرارتی و pH، محتویات رژیم غذایی و عادات دهانی است، به میزان قابل توجهی بر واکنش‌های چسبندگی بین مواد و بافت‌های دندانی اثر میگذارد.[۲]

طبقه بندی سیستم‌های چسباننده

شایع ترین طبقه بندی چسباننده ها، براساس زمان عرضه آن‌هامی‌باشد که بر این اساس ادهزیوها به شش نسل تقسیم می‌شوند. با این حال، این طبقه بندی فاقد زمینه علمی‌می‌باشد و طبقه بندی ادهزیوها را براساس خواص آن‌هاچندان ممکن نمی‌سازد. طبقه بندی دیگر ادهزیوها، براساس تعداد مراحل کلینیکی و مهم تر از آن، نحوه واکنش با دندان می‌باشد.[۱]

۱- نسل اول مواد اتصال دهنده عاجی

اساس اتصال نسل اول مواد اتصال دهنده عاجی بر پایه پیوند شیمیایی به عاج (چنگ اندازی به کلسیم عاج) با استحکام اتصال برشی حدود ۱ تا ۳ مگاپاسکال می‌باشد.[۱]

اولین سیستم تجاری ادهزیو عاجی در سال ۱۹۶۵ توسط «بوئن» معرفی شد. در این سیستم یک مونومر فعال سطحی به نام NPG-GMA به منظور Chelation به کلسیم سطحی، به رزین Bis-GMA اضافه شد که از نظر تئوری، ایجاد پیوند شیمیایی رزین به کلسیم را ممکن می‌سازد.[۱]

۲- نسل دوم مواد اتصال دهنده عاجی

نسل دوم اتصال دهنده عاجی، سیستم‌های اتصال دهنده فسفاته می‌باشند که بر پایه گروه‌های فسفات به کلسیم عاج با استحکام اتصال برشی ۲ تا ۷ مگاپاسکال می‌باشند، این استحکام برای مقابله با تنش‌های ناشی از انقباض پلیمریزاسیون کافی نمی‌باشد. علاوه بر آن در صورت تماس با آب، امکان هیدرولیز پیوند بین استرهای فسفونات و عاج وجود دارد[۳]. بنابراین کامپوزیت رزین‌هاتمایل دارند که از سطوح جدا شوند که سبب ریزنشت، در لبه‌های عاج یا سمان می‌شود.[۴]

نسل دوم از مواد اتصال دهنده عاجی، در دهه ۱۹۸۰ عرضه شدند. این سیستم‌هابه طور عمده حاوی رزین‌های Bis-GMA و HEMA می‌باشند.[۵و۶]

۳- نسل سوم مواد اتصال دهنده عاجی

نسل سوم مواد اتصال دهنده عاجی دارای سه مرحله کاندیشنینگ عاج، پرایمینگ و استفاده از رزین ادهزیو می‌باشند.[۱]

مواد کاندیشنر قبل از استفاده از زرین ادهزیو، لایه اسمیر را حذف می‌کنند یا آن را تغییر می‌دهند.[۷]

سیستم‌های ادهزیو عاجی نسل سوم نسبت به نسل دوم، استحکام اتصال بالاتری ایجاد می‌کنند که ادعا می‌گردید نزدیک به استحکام اتصال رزین‌هابه مینای اچ شده می‌باشد یعنی استحکام اتصال این سیستم‌هابین ۹ تا ۱۸ مگاپاسکال می‌باشد.[۱]

این سیستم‌هاعلاوه بر ایجاد استحکام اتصال بهتر به عاج، خصوصیات درزگیری بهتری نسبت به نسل قبلی نشان می‌دهند.[۸] هرچند که به طور کامل سبب حذف ریزنشت نشدند.[۹]

تفاوت سیستم‌های این نسل و نسل‌های بعدی در قدرت و نوع کاندینشنر، پرایمر، عامل اتصال دهنده و نحوه کاربرد هریک از اجزا می‌باشد.[۷]

۴-مواد اتصال دهنده عاجی نسل چهارم

چسباننده‌های عاجی نسل چهارم، شامل سه مرحله اچینگ، پرایمینگ عاج و استفاده از عامل اتصال دهنده رزینی می‌باشد. امروزه غالباً از اسید فسفریک ۳۰ تا ۴۰ درصد به این منظور اچینگ استفاده می‌شود، که به مدت زمان کوتاه (معمولاً ۱۵ ثانیه) به طور همزمان بر روی مینا و عاج به کار می‌رود (Total etch) و بعد از این مدت کوتاه کاملاً از سطح شسته می‌شود.[۱]

برای کسب اطمینان از نفوذ پرایمر به درون ناحیه دکلسیفیه عاج، خیس نگه داشتن سطح عاج اچ در طی مراحل بعدی اتصال لازم می‌باشد. به دلیل اینکه تمام پرایمرهای ادهزیو عاجی، آب دوست می‌باشند

و به آب متصل می‌شوند، مرحله اتصال خیس شامل یک فاز می‌باشد که در آن، آب با رزین جایگزین می‌شود.[1]

پرایمر حاوی مونومرهای آب دوست در یک حلال مخلوط از آب، اتانول یا استون می‌باشد، که روی عاج کاندیشن شده به کار رفته، به آرامی‌با هوا خشک می‌گردد و ایجاد یک سطح آب گریز می‌نماید که سطحی مطلوب برای نفوذ ماده اتصال دهنده می‌باشد.[1]

ماده اتصال دهنده مانند یک اتصال دهنده مینایی متداول، حاوی مونومرهای آب گریز نظیر: Bis-GMA و TEG-DMA می‌باشند که این مونومر ممکن است برای تسهیل خیس کردن عاج، حاوی پیش برنده چسبندگی مانند HEMA نیز باشد.[1]

۵- مواد اتصال دهنده عاجی نسل پنجم یا ادهویزهای عاجی تک جزئی

مشخصه اصلی نسل پنجم، ترکیب پرایمر و رزین در یک محلول می‌باشد. بنابراین دارای یک ترکیب رزینی تک جزئی هستند این سیستم‌هابه نام سیستم‌های تک شیشه ای (One-bottle) نیز می‌باشند.[1]

این سیستم نیاز به کاندیشنینگ اسیدی مینا و عاج (Total etch) به منظور حداکثر چسبندگی به مینا و عاج را دارند، مشابه سیستم‌های نسل چهارم، مکانسیم اتصال این مواد نیز براساس ایجاد لایه هیبرید در عاج می‌باشد.[1] این مواد نیز عموماً نیاز به سطح مرطوب عاجی برای نفوذ بهتر زرین به درون عاج دارند.[7] جزء رزینی ادهزیوهای عاجی تک جزئی، حاوی ترکیبات رزینی آب گریز معمولی نظیر Bis-GMA به همراه رزین‌های آب دوست و حلال‌ها می‌باشد. عاملی که سیستم‌های ادهزیوتک جزئی را موثر می‌کند، تمایل زیاد جزء رزینی آن‌هابه آب می‌باشد که این اجزاء آب دوست، سطح عاج با محتوای بالای آب را به خوبی خیس می‌نمایند.[1]

به دلیل مقدار زیاد استون و الکل در اغلب این سیستم‌هااستفاده چند مرتبه ای از محلول رزین تک جزئی و دادن فرصت کافی برای تبخیر کامل حلال توصیه می‌شود، به همین دلیل حساسیت و روش کاربرد این مواد بالا می‌باشد. استحکام اتصال این نسل، حداقل برابر نسل چهارم است.[1]

۶- مواد اتصال دهنده عاجی نسل ششم یا سیستم همه با هم (All-in-one)

در این سیستم‌هاکاندیشنر، پرایمر و رزین چسباننده در یک محلول می‌باشند که به صورت همزمان بر روی مینا و عاج استفاده می‌شوند. به علت پایین بودن درجه اسیدی آن (بالا بودن قدرت اسیدی) نسبت به پرایمرهای اچ کننده، عمق نفوذ رزین در عاج بیش تر است. درزگیری لبه ای حاصل از این مواد مناسب و مشابه سیستم‌های اتصال دهنده معمولی می‌باشد.[۱]

روند اتصال این مواد براساس اچ همزمان و آغشته کردن سطح مینا و عاج توسط آغازگر بدون انجام شستشو و شکل دهی نوعی تداوم از ماده زیرین با استطاله‌های رزینی است.[۱۰]

تشکیل سطح بینابینی چسبنده

جهت تشکیل سطح بینابینی باند مطلوب است که:

۱- سطح سوبسترا تمیز باشد. ۲- ادهزیو سطح سوبسترا را به خوبی مرطوب کند، زاویه تماس آن کم باشد و روی سطح پخش گردد. ۳- تطابق با سوبسترا ارتباط کاملاً نزدیک مواد را ایجاد کند بدون آنکه هوا یا سایر مواد مداخله گر محبوس گردد. ۴- سطح بینابینی شامل استحکام فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی کافی باشد که در مقابل نیروهای داخل دهانی که سبب دباند شدن می‌گردند مقاومت کند. ۵- ادهزیو تحت شرایط توصیه شده جهت مصرف به خوبی کیور گردد.[۱۱]

تمیز کردن سطح سوبسترا و سپس تمیز نگه داشتن سطح آن تا زمانی که ادهزیو به کار رود از مشکلات تکنیکی است که در داخل دهان بیمار وجود دارد. سطوح دندانی که در معرض محیط دهان هستند حاوی پلیکلی از مواد جذب شده از بزاق می‌باشند. این پلیکل ممکن است با تشکیلات پلاک یا رسوب اجزاء غذا مانند رنگ‌هاآلوده گردد. این مواد باید قبل از باندینگ برداشته شوند. هنگامی‌که سطح تمیز می‌گردد، انرژی سطحی آن بالاتر می‌رود و مایل به جذب موادی از هوای اطراف مانند رطوبت و قطرات بزاق جهت کاهش انرژی خود است. بنابراین سطح باید محافظت گردد و مرحله بعدی از مراحل باندینگ باید بلافاصله انجام شود.[۱۱]

کلیات

مینا و عاجی که به وسیله وسایل چرخشی تراش خورده باشند حاوی لایه ای از دبری هستند که سطح آن‌هارا پوشانده است و لایه اسمیر (smear layer) نامیده می‌شود. این لایه معمولاً چند میکرومتر ضخامت داشته و با سستی به سوبسترا چسبندگی دارد. بنابراین ضروری است که یا این لایه برداشته شود یا ادهزیو به داخل آن نفوذ کند. متداول ترین روش جهت برداشت لایه اسمیر این است که یک قسمت یا همه آن به صورت شیمیایی حل گردد.[۱۲]

هنگامی‌که ادهزیو بر سطح یک سوبسترا به کار می‌رود باید سطح را به خوبی مرطوب کند. مرطوب کردن خوب به وسیله زاویه تماس کوچک و پخش ادهزیو بر روی سوبسترا مشخص می‌گردد. عاج تمیز هیدروفیل بوده و به خوبی با ادهزیوی که هیدروفیل باشد مرطوب می‌گردد. علاوه بر آن ادهزیو باید در یک زمان مشخص سیالیت داشته باشد. اضافه کردن حلال به ادهزیو موجب ویسکوزیته پایین و فلوی خوب می‌گردد. البته همیشه به کار بردن مواد ادهزیو با دقت در نواحی با دسترسی ضعیف و در لایه‌های نازک امکان پذیر نیست. هنگامی‌که مرطوب سازی خوب به دست آمد، ادهزیو باید جهت ایجاد باند فیزیکی، شیمیایی یا مکانیکی کاملاً در تماس با سوبسترا باشد. جهت باندینگ شیمیایی موثر فاصله بین ادهزیو و سوبسترا باید کم تر از چند انگستروم باشد و تعداد زیادی از باندهای جدید در طول سطح بینابینی تشکیل گردد. به دلیل اینکه این حالت به ندرت ایجاد میگردد، باند شدن مواد ترمیمی‌اغلب به صورت مکانیکی است. باندهای مکانیکی (گیر ماکرومکانیکال و گیر میکرومکانیکال) شامل قفل شدن ادهزیو با بی نظمی‌های سطحی می‌باشد. تراش حفره سبب ایجاد مقداری بی نظمی‌می‌گردد. در موارد دیگر، خشونت سطح به وسیله سندبلاست کردن ویا اچ کردن افزایش می‌یابد.[۱۲]

آخرین ملاحظه علمی‌جهت باندینگ روش کیور کردن (پلیمریزاسیون) ادهزیو است. بسیاری از مواد باندینگ همزمان به وسیله واکنش‌های شیمیایی که آغازگر آن نور مرئی است سخت می‌گردند. هرچند سیستم‌های خود سخت شونده و دوگانه سخت شونده هم موجود هستند. در صورتی که کیورینگ به میزان کافی ادامه نیابد، ادهزیو خوب کیور نشده گیر و سیل خوبی را ایجاد نمی‌کند.[۱۲]

مراحل کلینیکی باندینگ

اتصال به طور معمول طی سه مرحله انجام می‌پذیرد:

۱- اچ (Conditioning):

با آغاز کاربرد اسید فسفریک ۸۵٪ توسط بونوکر غلظت‌های مختلف اسید فسفریک جهت اچ مینا مورد استفاده قرار گرفت. کاربرد اسید فسفریک ۵۰٪ به مدت ۶۰ ثانیه منجر به شکل گیری نوعی رسوب به نام "مونو کلسیم فسفات مونوهیدرات" میگردد که می‌توان آن را شسته و حذف نمود. اما غلظت‌های زیر ۲۷٪ ممکن است نوعی رسوب به نام" دی کلسیم فسفات دی هیدرات" ایجاد نماید که به سهولت برداشته نشده و متعاقب آن می‌تواند با چسبندگی تداخل نماید [۱۳].

غلظت‌های بیش از ۴۰٪ به نظر، کلسیم کم تری را حل نموده و منجر به ایجاد الگوهایی از اچ می‌شوند که ویژگی‌های سطحی نامشخص تری داشته و تضرس سطحی آن‌هابسیار کم تر از هنگامی‌است که از غلظت‌های کم تر از ۴۰٪ استفاده می‌شود [۱۴].

بدین ترتیب، غالب اسید فسفریک‌های رایج امروزی که حالت ژل دارند دارای غلظت‌های ۳۰ تا ۴۰ درصدی می‌باشند. حتی برخی از مطالعات کاربرد غلظت‌های پایین تر را دارای ارزش ایجاد چسبندگی یکسان در نظر گرفته اند [۱۵].

زمان اچ کردن: از آنجایی که زمان اچ ۶۰ ثانیه ای شدید و مخرب است نبایست مورد استفاده قرار بگیرد [۱۶]. زمان اچ کردن در مدت مرسوم ۶۰ ثانیه با اسید فسفریک ۴۰-۳۰ درصدی به زمان اچ به کوتاهی ۱۵ ثانیه کاهش یافته است. مطالعات متعدد آزمایشگاهی و بالینی نشان داده است که کارایی اتصال در زمان‌های اچ ۱۵ تا ۶۰ ثانیه یکسان و مشابه یکدیگر است [۲].

۲- آغاز نمودن (Priming) :

آغازگرها (پرایمرها) به عنوان عوامل حقیقی ارتقا دهنده ی پیوند عمل نموده و محتوی مونومرهای آب دوست حل شده در حلال‌های آلی همچون استون یا اتانول می‌باشند. هدف از این مرحله تبدیل سطح آب دوست عاج به ساختمان آب گریز و دارای حالت اسفنجی است که به رزین چسبنده امکان

مرطوب سازی و نفوذ موثر بین شبکه کلاژن عریان را بدهد. آغازگرها افزون بر این برای درمان و پیشگیری از ازدیاد حساسیت عاجی نیز به کار می‌روند. آن‌هاممکن است موجب تغییر و رسوب پروتئین‌های مایع عاجی گردیده، تراوایی عاج و جریان رو به خارج مایع پالپی را کاهش داده، از علائم بالینی ازدیاد حساسیت بکاهند.[۲]

۳- اتصال (Bonding):

رزین اتصال دهنده که عامل اتصال دهنده نیز خوانده می‌شود معادل عامل اتصال یابنده به مینا بوده و عمدتاً حاوی مونومرهای آب گریز Bis-GMA و UDMA و مونومرهایی آب دوست تر مثل TEG-DMA به عنوان تنظیم کننده گرانروی و HEMA به عنوان عامل مرطوب کننده می‌باشند. نقش اساسی رزین اتصال دهنده ثابت سازی لایه هیبرید و شکل گیری استطاله‌های رزینی در داخل توبول‌های عاجی است که اصطلاحاً «Resin Tag» خوانده می‌شود. رزین‌های اتصال دهنده می‌توانند از نوع سخت شونده با نور، یا خود به خود سخت شونده باشند. در عوامل اتصال دهنده سخت شونده با نور پیشنهاد شده است که رزین چسباننده قبل از کاربرد رزین ترمیمی‌پلیمریزه شود. بدین ترتیب، رزین چسبنده جابجا نگردیده و شدت نور کافی برای سخت شدن مناسب و ثبات پیوند رزین- دندان به منظور مقابله با انقباض حین پلیمریزاسیون رزین کامپوزیت موجود خواهد بود.[۲]

پلیمریزاسیون

پلیمریزاسیون هم به طریقه شیمیایی و هم نوری انجام می‌گیرد. درجات تبدیل پلیمر به مونومر در محدوده ۶۰ تا ۷۵ درصد گزارش شده است. فاکتورهای متعددی در عمق کیورینگ موثر می‌باشند. شدت و زمان تابش نور در سطوح ماده بسیار مهم است. اگر نوک منبع نور ۳ تا ۴ میلی متر از سطح ماده فاصله داشته باشد با زمان ۴۰ ثانیه نوردهی مواد به عمق ۲ تا ۲،۵ میلی متر پلیمریزه می‌شوند. زمان تابش نور بیش تر، درجات پلیمریزه شدن را در عمق افزایش می‌دهد و زمانی که مواد اپک تر و تیره تر مورد استفاده قرار می‌گیرند، افزایش نوردهی ضروری تر به نظر می‌رسد. برای رسیدن به پلیمریزاسیون بهتر کاهش ضخامت راه قابل اعتمادتری نسبت به افزایش زمان نوردهی می‌باشد. سختی و کیور شدن لایه

سطحی یک مشخصه خوب برای گسترش پلیمریزاسیون به کل ضخامت ماده نیست. عمق کیور همچنین تحت تأثیر طول موج نور و نوع سیستم آغازگر اکتیواتور می‌باشد.[۱۷]

مکانیسم‌های دباند شدن بین دو سطح

دباند شدن اتصالات دندانی با فرآیند تشکیل ترک و انتشار آن و درنتیجه شکست در اتصال رخ می‌دهد. ترک‌هادر نقایص موجود در طول سطح بینابینی ایجاد می‌گردد. نمونه هایی از نقایص شامل محل‌های آلودگی بین سطوح، رطوبت اضافی، احتباس حباب‌های هوا، خلأ ایجاد شده حین تبخیر حلال، وجود رطوبت کم، حباب‌های داخل ادهزیو و خلل‌های حاصل از انقباض حین کیور کردن می‌باشد. سیستم باند شده شامل خارجی ترین لایه از سوبسترا که ممکن است در طی روش‌های باندینگ تغییر پیدا کرده باشد، لایه ادهزیو و سطح بینابینی ماده ترمیمی‌می‌باشد. در تمام موارد خصوصیات کلی سوبستراهای دندانی (مینا، عاج) و نیز سوبستراهای ترمیمی(کامپوزیت ها، سرامیک ها) بسیار قوی تر از استحکام باند ترمیم‌هاهستند بنابراین ترک هایی که تشکیل می‌گردند عموماً در ناحیه سطح بینابینی باقی می‌مانند[۱۸].

در صورتی که ترک‌هاگسترش پیدا کنند، آن‌هابه تمرکز استرس یا توزیع مجدد استرس در داخل سوبستراها کمک می‌کنند. شکست نهایی اغلب در مسافت کوتاهی در طول قسمتی از ساختمان دندان یا ماده ترمیمی‌گسترش پیدا می‌کند. میزان شکست سوبسترا اغلب نشان دهنده استحکام نسبی پیوند است. سطوح شکست خورده باید به دقت و با بزرگنمایی متوسط مورد بررسی قرار گیرند تا منشأ ترک اصلی مشخص گردد، هرچند این ترک ممکن است به آسانی مشخص نگردد. بنابراین شکست‌هادر داخل سوبسترا (Cohesive) بین ادهزیو و سوبسترا (Adhesive) داخل ماده ترمیمی(Cohesive) یا به صورت مخلوط (Mixed) گزارش شده اند.[۱۸]

اندازه گیری استحکام باند

استحکام پیوند (میزان تنش پیوند)، به عنوان میزان نیروی معادل نیروی مکانیکی آغازگر جدایی سطح پیوند شناسایی می‌شود. در غالب موارد، سطوح حقیقی تماس دو ماده با یکدیگر ممکن است وسیع

تر باشد چراکه سطوح دارای یک سری خشونت مکانیکی نیز هستند. البته خشونت در محاسبات مورد توجه قرار نمی‌گیرد.[۱۹]

نوع آزمون سنجش استحکام پیوند با توجه به جهت بارگذاری (load) مکانیکی معرفی می‌گردد و ارتباطی به جهت برداشته شدن بار مزبور ندارد. تقریباً تمامی‌آزمون‌های استحکام پیوند تحت عنوان‌های استحکام کششی پیوند یا استحکام برشی پیوند طبقه بندی می‌شود.[۱۹]

نمونه هایی که ابعادی مشابه با اندازه‌های ترمیم‌های دندانی دارند به عنوان آزمون‌های ماکروسکوپی و آن‌هاکه ابعادی بسیار کوچک تر دارند به عنوان آزمون‌های میکروسکوپی شناخته می‌شوند آزمون‌های میکروسکوپی معمولاً استحکامی۲ تا ۳ برابر بیش از آزمون‌های ماکروسکوپی را نشان میدهند، همچنین تمرکز نقایص ساختمانی کم تری داشته و حین آزمون استحکام پیوند تقریباً تمامی‌شکستگی‌هابا گسترش ترک‌هادر داخل نقاط ضعف نزدیک به هم در ادهزیو عاجی مجاور روی می‌دهد.[۱۹]

آزمایش استحکام باند یکی از مشهورترین آنالیزهایی است که در ارزیابی مواد دندانی اجرا می‌گردد. تست‌های موجود با نمونه‌های با سایز متفاوت، اشکال مختلف تست جهت بارگذاری و الگوهای بارگذاری سازگار گردیده است.[۲۰]

استحکام باند می‌تواند با استفاده از مدل‌های کلینیکی پروسپکتیو یا رتروسپکتیو یا در محیط آزمایشگاه (in vitro) با استفاده از مدل‌های کلینیکی همانند سازی شده، یا باند به سوبسترای استاندارد شده مطالعه گردد. مزیت این مدل این است که هم دندان و هم رستوریشن وجود دارند، بنابراین تست از نظر کلینیکی معتبر می‌باشد. عیب آن این است که اغلب شکست باند در هر دو سطح بینابینی رخ می‌دهد، بنابراین مشخص کردن اتصال ضعیف در سیستم دندان-سمان رزینی- سرامیک مشکل می‌باشد. یک تست اصولی تر، مدل سطح بینابینی جداگانه ای است که برای مثال باند سطح بینابینی دندان-سمان رزینی به طور جداگانه ای از سطح بینابینی سرامیک- سمان رزینی مطالعه می‌گردد.[۲۰]

اندازه گیری استحکام باند برشی رایج ترین سنجش است. کنترل موقعیت لبه چاتر در این تست مشکل است بنابراین مقداری خمیدگی ایجاد می‌شود که موجب تغییر نتایج می‌گردد. ابعاد سطح