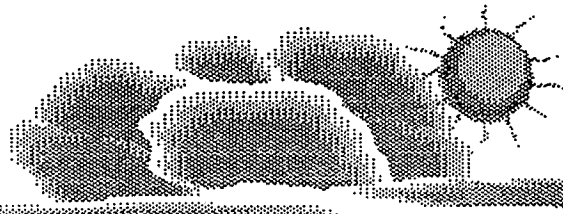




بِسْمِ اللَّهِ



الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

١٠٢٥٢٢

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

دانشگاه علوم پزشکی شیراز

دانشکده دندانپزشکی

پایان نامه:

جهت اخذ درجه دکترای دندانپزشکی

عنوان:

مزایای استفاده از مواد آمالگام باند در زیر ترمیمهای آمالگام

استاد راهنما:

دکتر سیدعلی اصغر علوی

دانشیار دانشکده دندانپزشکی

و

خانم دکتر فرشته شفیعی

استادیار دانشکده دندانپزشکی

نگارش:

احمد زاهدی نژاد

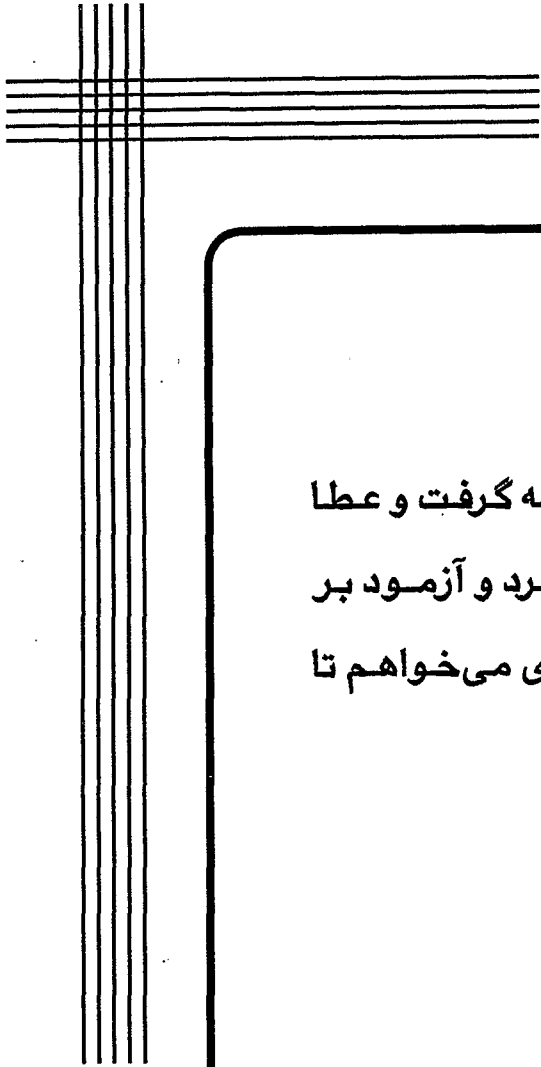
شهریور: ۱۳۷۸

۱ ۴۳ ۵۲۲

۱۳۷۷ / ۱۷ / ۲۵

مهر دانشگاه شیراز  
دانشکده دندانپزشکی





او را سپاس می‌گوییم بر آنچه گرفت و عطا  
فرمود و بر آنچه احسان کرد و آزمود بر  
نعمتی که از او دارم و از او یاری می‌خواهم تا  
حق او را بگذارم.

## تقدیم به

برادرم غفار و دلاور مردانی که فارق بال  
برسمند عشق نشستند و با تأسی به  
مقتدایشان قافله سالار عشق، به دیار یار  
تاختند و در سودایی عاشقانه، جان باختند و  
مرغ جان از قفس تن آزاد کرده و مزرع  
همیشه سبز آزادی را با خون سرخشان آباد  
کردند و ...



## تقدیم به

مادر و پدر عزیزم  
که دعایشان همواره بدرقه راه و رهگشایم در  
زندگی بوده است و ذره‌ای از محبتشان را  
جبران نتوانم کرد.

و خواهر و برادرانم که مشوق در تحصیل  
بودند.

## با تشکر و قدردانی از

الطاف و محبت‌های استاد ارجمند سرکار خانم  
دکتر شفیعی که با صبر بسیار در گردآوری و  
تنظیم این پایان نامه مرا یاری نمودند.

و تشکر و قدردانی از راهنمایی‌های جناب  
آقای دکتر سید علی اصغر علوی و تشکر از  
تمام کسانی که با بذر محبت ذره‌ای از عالم  
وجود را به من آموختند.

پایان نامه شماره .....

تحت عنوان: مزایای استفاده از مواد آمالگام باند در زیر ترمیمهای آمالگام

توسط:

احمدزاهدی نژاد

در تاریخ


در کمیته بررسی پایان نامه و با نمره

درجه به تصویب رسید.

استاد راهنما: دکتر سیدعلی اصغر علوی

سمت: دانشیار دانشکده دندانپزشکی

هیات دوران :

-۱ 

-۲ 

-۳



## فهرست مطالب

صفحه

عنوان

مقدمه و تاریخچه

### فصل اول:

.....	adhesion و اصول آن	1-1
۴ .....	کاربرد adhesion و اهداف آن	1-1-1
۷ .....	استحکام اتصال	1-1-2
۹ .....	اصول باندینگ	1-1-3
۱۲ .....	ساختمان عاج	1-1-4
۱۵ .....	اسمیر لایر	1-1-5
۱۷ .....	جنبه فیزیکی و شیمیایی چسبندگی	1-1-6
۲۴ .....	شیمی مواد چسبنده به عاج	1-1-7
۲۵ .....	طبقه بندی سیستم رزینی چسبنده به عاج	1-1-8
۲۸ .....	کاندیشنرها و انواع آن	1-1-9
۳۴ .....	پرایمرها	1-1-10
۳۹ .....	مواد باندینگ	1-1-11

## فصل دوم:

- ۲-۱ معرفی مواد آمالگام باند ..... ۴۴
- ۲-۱-۱ رزینهای TBB - 4-META/MMA ..... ۴۵
- ۲-۱-۲ سیمان رزینی پاناویا ..... ۴۷
- ۲-۲ تاثیرات استفاده از مواد آمالگام باند در زیر ترمیمهای آمالگام .....
- ۲-۲-۱ مزایای اتصال آمالگام به نسج دندان ..... ۵۲
- ۲-۲-۲ اثرات سیستم‌های adhesive بر میکرولیکیج ..... ۵۶
- ۲-۲-۳ اثرات سیستم‌های adhesive برگیر (Retention) ..... ۶۴
- ۲-۲-۴ اثرات سیستم‌های adhesive بر مقاومت شکست (Fracture resistance) ..... ۷۲
- ۲-۲-۵ بررسی حدفاصل آمالگام باند بانسج دندان و با آمالگام ..... ۷۸
- فهرست مراجع (ماخذ) ..... ۸۵

## مقدمه و تاریخچه:

اتصال مواد ترمیمی به نسج سخت دندان همواره هدف تحقیقات دندانپزشکی بسیاری بوده است. توجه اصلی در adhesive dentistry تنها بر روی اتصال مواد رزینی به دندان متمرکز نشده است بلکه جهت تکامل سیستمهای چسبنده رزینی که به طور مؤثر و کارآئی هم به نسج سخت دندان و هم به فلز متصل شوند نیز تحقیقاتی صورت گرفته است. در تاریخ علم باندینگ اسامی به چشم می خورد که امروزه مدیون آنهاستیم.

دکتر مایکل بونوکور اولین بار در ۱۹۵۵ متوجه شد که کارخانه‌ها برای اتصال بهتر رنگها روی فلزات به دلیل ساختمان کریستالی فلزات آنها را چ می کنند که رنگها بهتر متصل شوند وی با دیدن چنین تکنیکی توسط اسید فسفریک ۸۵٪ به مدت ۳۰ ثانیه در سطح مینا تخلخل ریز ایجاد نمود که رزینهای اکریلی می توانستند به داخل آن نفوذ کرده و پلیمریزه شوند و سطح دندان بیشتر چسبندگی را بپذیرد کار او منتهی به بزرگترین تغییر در عمل و کار دندانپزشکی شد.

در دهه ۱۹۵۰ جهت ترمیم دندانهای قدامی از ۲ ماده رزینهای اکریلی و سیمانهای سیلیکات استفاده می کردند. عیب این سیمانهای سیلیکات در تحریک شدید پالپی و عمر نسبتاً کوتاه ۴-۵ سال و در مورد رزینهای اکریلی در درصد انقباض پلیمریزاسیون بالا و استحکام ناکافی و ضریب و انبساط حرارتی بالا از نکات منفی و علل شکست این مواد بود.

در دهه ۱۹۵۰ اپوکسی رزین‌ها معرفی شدند که چسبندگی خوبی به سطوح جامد داشتند و دارای انقباض پلیمریزاسیون کمی بودند اما در آزمایشات، بعد از قرار گرفتن در آب چسبندگی چندانی با دندان نداشتند. از عیوب این مواد کندی سرعت واکنش سخت شدن در گروهی از آنها بود که با عامل آمین سخت می شوند. ایراد دیگر در پلیمریزاسیون ناقص اپوکسی رزینهای زود سخت شونده‌ای بود که از کریستالهای اسیدی جهت پلیمریزاسیون استفاده می کردند (چون سطح دندان با خاصیت بافری خود اسید را خنثی می کرد).

در سال ۱۹۶۲ دکتر Bowen مواد مشابه اپوکسی رزینها را معرفی کرد که به جای گروههای اپوکسی از گروههای متاکریلات استفاده نمود الیگومر حاصل Bis-GMA نامگذاری

می‌شد و به صورت یک عامل اتصال سخت شونده، برای فیلرهای معدنی درآمد. ترکیب Bis-GMA با فیلرهای معنی در اندازه‌های مختلف، ایجاد گروهی از مواد ترمیمی را نمود که کامپوزیتهای دندان نامیده شد و جایگزین سیمانهای سیلیکات و رزین‌های بدون فیلر متیل متاکریلات گردیدند. جهت اتصال این مواد به مینا و عاج تلاش بسیار می‌شد ابتدا Buonocore اتصال adhesive ماده رزینی به مینا توسط etcing را معرفی نمود بعد از او Silver stone در سال ۱۹۷۴ تحقیقاتی در مورد نوع و غلظت اسید انجام داد در مطالعات او از اسید فسفریک ۲۰٪ الی ۷۰٪ و اسید سیتریک، اسید پلی‌اکریلیک EDTA (اتیلن دی آمین تتراستیک اسید) استفاده شد و نتیجه حاصله بیشترین گیر با اسید فسفریک ۵۰٪ - ۳۰٪ بدست آمد.

علت اثرات اچینگ سطحی بیشتر با اسید رقیق این بود که اسید رقیقتر در جه یونیزاسیونش بیشتر در نتیجه انتشار بیشتری دارد وی با غلظت اسید فسفریک ۳۰٪، ۱۰ میکرون از دست رفتن مینا و ۲۰ میکرون عمق تغییرات هیستولوژیک را مشاهده نمود. و نتیجه گرفت عمق ناحیه اچ شده و یا میزان سطح برداشت شده هنگام اچینگ به غلظت اسید، مدت زمان اچینگ و ترکیب شیمیایی مینای سطحی بستگی دارد. (۱)

محققان پی بردند که تکنیک اسید اچ در ایجاد اتصال مواد ترمیمی به عاج دندان مؤثر نیست بعلاوه ساخت غیر همگون عاج که ترکیبی از کریستالهای هیدروکسیل فسفات کلسیم و کلازن و مقادیر قابل توجهی آب می‌باشد اتصال مواد ترمیمی به عاج را مشکل می‌کند. از اولین مواد چسبنده به عاج می‌توان گلیسروفسفریک اسید دی متاکریلات را نام برد که در سال ۱۹۵۶ توسط Wilemon, Buonocore معرفی شد که قدرت اتصال کمی را نشان می‌دادند.

Bowen با معرفی کامپوزیتهای دندان متوجه شد که مونومرهای Bis.GMA فاقد چسبندگی به عاج می‌باشند جهت اتصال به عاج با توجه به ساختمان عاج سیستم Adhesive خاص لازم است که برای اتصال به سطح عاج بتواند با مولکولهای آب رقابت کند، از آنجائیکه رزینهای Bis-GMA فاقد هر نوع گروه شیمیایی با مکانیسمهایی برای این منظور بود. لذا وی در سال ۱۹۶۵ عامل شیمیایی خاص Coupling agent را معرفی نمود که نام اولین ترکیب او تحت

عنوان NPG-GMA بود و جهت افزایش مقاومت با عاج و مینا در ترکیبی بعنوان Cosmic bond استفاده شد. ولی نتایج آن موفقیت آمیز نبود در سال ۱۹۷۸ صحبت از برداشتن لایه اسمیر توسط یک عامل اسیدی یا Chelator می شد این برداشت سبب کاهش یون Ca موجود در سطح عاج برای واکنش با یک کومنومر نظیر NPG-GMA می شود لذا برای بالا بردن میزان سایت های کلسیم، اتصالات آهن III را به رزین اضافه نمودند که با یون Ca رسوب نامحلول ایجاد کرده و سبب محافظت پالپ و عدم حساسیت دندان می شود.

Lee و همکاران بر این اساس که پلی اورتانها دارای واکنش سریع هستند و می توانند با مواد مختلف پیوند یابند. رزین چسبنده ای را ارائه کردند که در آن رادیکال ایزو سیانات با آب سریعاً واکنش می داد و نقش یک عامل خشک کننده را داشت. (۲)

Bowen در سال ۱۹۸۲ نشان داد مونومر آب دوست که علاوه بر گروه قابل پلی مریزه شدن دو گروه کربوکسیل آزاد نیز داشته باشد قدرت باند را بطور قابل ملاحظه ای افزایش می دهد. این مونومر PMDM نامگذاری شد. یک واکنش سینرژیک در اثر همراهی NPG-GMA, PMDM روی می دهد در سال ۱۹۸۲ Nakabayashi چگونگی انتشار و نفوذ مونومرهای رزینی به درون سطح عاج و ایجاد لایه هیبرید را شرح داد.

در دهه ۱۹۸۰ تفکر اتصال فلز به نسج دندان توسط سیمانهای رزینی مطرح شد در سال ۱۹۸۳ Zardiacka و همکارانش تفکر اتصال آمالگام به نسج دندان را مطرح نمودند از آن زمان به بعد استفاده از سیستمهای پلی مریک اتصال به عاج جهت اتصال مستقیم آمالگام به نسج دندان توصیه گردید. Shimizu, Varga اولین گزارشات در مورد استفاده از مواد چسبنده در زیر پرکردگی های آمالگام را در سال ۱۹۸۶ ارائه نمودند.

در سال ۱۹۸۴ Asmussen, Munksgard سیستم جدیدتری براساس پیوند کووالانسی بین ماده چسبنده و کلاژن عاج معرفی نمودند که گلوکار آلدهید و مونومر هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) موجود در آن حتی در حضور آب نیز می توانست با گروه آمین کلاژن پیوند یابد. (۳)

Blossey, Bowen در سال ۱۹۸۸ نشان دادند که اکسالات آهن III در مجاورت اسید

نیتریک کارآئی بهتری دارد و با بکاربردن 3 HNO ۲/۵٪ در اکسالات آهن III برداشتن لایه اسمیر و اچینگ همزمان انجام می‌شود.

بدلیل اشکالات سیستم اکسالات آهن III اکسالات آلومینیوم جایگزین شد که به عنوان محصول TENURE وارد بازار گشت. (۴) امروزه ما در سال adhesive dentistry هستیم که تراش کم و محتاطانه، جایگزین تراش زیاد برای آماده سازی می‌باشد.

### مزایای تکنیک adhesion

متد adhesion به متد non adhesion مزایایی دارد:

گیر و ثبات ترمیم اغلب نیاز به برداشتن عمیق ساختمان دندان دارد که با تکنیک adhesion این نیاز منتهی می‌شود. adhesion میکرولیکیج در ترمیم دندانها را کاهش می‌دهد. جلوگیری از میکرولیکیج یا داخل شدن بزاق و باکتری در طول دیواره حفره کاهش می‌یابد. همچنین حساسیت بعد از عمل، عودپوسیدگی، آلودگی مارجین که دوام طولانی مدت کلینیکی ترمیم را به مخاطره می‌اندازد کاهش می‌دهد. ترمیمهای adhesive، استرسهای فانکشنال را بهتر انتقال داده و پخش می‌کند و همچنین ساختمان دندان را تقویت می‌کند تکنیک adhesive گسترده وسیعی از امکان ترمیم زیبایی در دندانپزشکی است و از آنجائیکه امروزه بیماران توجه زیادی به زیبایی ترمیمها داشته و دندانها به عنوان کلیدی برای شخصیت و ظاهر فرد در نظر گرفته می‌شود. تکنیک adhesive اهمیت خاصی پیدا کرده است. مزیت dental adhesion آن است که به دندانپزشک اجازه می‌دهند زیبایی دندان را از راه اقتصادی ساده‌ای اصلاح کند.

### Indicaiton

تکنیک چسباندن با رزین کامپوزیت برای ترمیم پوسیدگی، ساختمان دندان شکسته، پرکردن abrasion defect, erosion در نواحی سرویکالی دندان می‌رود.  
تکنیکهای adhesive جدید امکان افزودن مواد ترمیمی جهت تصحیح شکل غیر زیبای دندانها و تغییر موقعیت آنها فراهم می‌سازد همچنین کامپوزیت رزین برای بستن دیاستما در بعد

Mesiodistal، اضافه کردن طول incisal دندانها، پوشاندن تغییر رنگ سطح باکال استفاده می شود.

همچنین کامپوزیت رزین خلفی بطور مستقیم یا غیر مستقیم می تواند در حفرات Class II, Class I بکار رود. تکنیک adhesin برای چسباندن ترمیمهای سرامیک قدامی و خلفی از قبیل روکش، اینله، آنله، بوسیله کامپوزیت رزینها بکار می رود. همچنین adhesion در موارد باند شدن ترمیم آمالگام نقره‌ای به فرم ورک فلزی، چسباندن کراون، بریج، براکت ارتودنسی، اسپلینت پرئودنتال و ارتودنسی، درمان افزایش حساسیت عاج و repair یا تعمیر شکستگی ترمیمهای آمالگام و کامپوزیت رزین استفاده می شود امروزه هدف کل سیستم adhesion آن است ماده‌ای پدید آورند که قابلیت چسبیدن به مینا و عاج را داشته باشد و بعنوان محصول مناسبی برای کارهای روزانه دندانپزشکی مورد مصرف قرار گیرد.

### اهداف چسباندن

کلمه adhesion از کلمه لاتین adhaerere که ترکیبی از ad یا to و haerere یا stick

(چسبیدن) می باشد. adherend سطح یا زمینه‌ای است که چسبیده می شود.

ظرفیت نیروی چسبیدن را توسط قدرت چسباندن یا قدرت باند شدن اندازه گیری می کنیم

adhesive bond strength در سیستم، از طریق debonding ارزیابی می شود.

بیشتر شرایط در برگیرنده dental adhesion در واقع شامل adhesive joints می شود

یک adhesive joint در نتیجه inter actionsهای یک لایه ماده واسطه (adherent یا

ادهزیو) با دو سطح (adherends) با ایجاد دو حد فاصل adhesive می باشد.

یک پیت و فیشور سیلنت باند شده به مینای اچ شده یک مورد از adhesion دندان

است و یک enamel bonding agent که مینا اچ شده را به کامپوزیت با همدیگر باند می کند

یک adhesive joint می باشد. (۵)

در حقیقت adhesion به خاصیت جذب بین مولکولها و اتمهای موجود در سطح مواد

مختلف به هنگام تماس این سطوح گفته می شود. مقدار نیروی adhesion متغیر بوده و می تواند

فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی باشد.

۱- نیروی فیزیکی و adhesion: اتصال فیزیکی در نتیجه نیروهای واندروالسی یا دیگر نیروهای الکترواستاتیک بین اتمهای دو ماده ایجاد می‌شود و نسبتاً یک اتصال ضعیف می‌باشد اتصال فیزیکی زمانی پدید می‌آید که محل‌های مثبت و منفی روی پلی‌مر و ساختمان دندان ایجاد شود این اتصال به صورت عدم تشابه بین دو سطح تماس ممکن است تنها اتصال موجود باشد. (۵)

۲- نیروهای شیمیایی در adhesion: قوی‌ترین نیروهای جذب مولکولی بوده که اکثرآدر اثر پیوندهای یونی و کووالانسی بین اتمها بوجود می‌آیند پیوندهای شیمیایی اتصال نیرومندی نسبت به اتصال فیزیکی بوجود می‌آورند که برای مدت بیشتری در برابر خاصیت جدا کنندگی آب مقاومت می‌کند و چون مواد، تمایل چندانی به اتصال شیمیایی با هم ندارند این پیوند کمتر ایجاد می‌شود و سهم کمتری در اتصال مواد را دارا است هر چند که اتصال قوی می‌باشد.

۳- نیروهای مکانیکی در adhesion: در نتیجه وجود اندرکات و ناصافی در بین دو سطح و اثر وارد شدن بر جستگیهای یک سطح در فرورفتگیهای سطح دیگر ایجاد می‌شود. بسیاری از باندینگها در دندانپزشکی براساس اتصال مکانیکی یا میکرومکانیکی می‌باشد جهت افزایش قدرت اتصال مکانیکی سطوح توسط روشهای مختلف مثل سایش و یا اچینگ ناصاف می‌شود. grinding خشونت مکانیکی grass ایجاد می‌کند اما یک اسمیر لایه از هیدروکسی آپاتیت و کلاژن تخریب شده بر جای می‌گذارد که ۳-۱ میکرون ضخامت دارد. به کمک ۴ تئوری چسبیدن مشاهده می‌شود.

۱- تئوری مکانیکال

۲- تئوری جذبی شامل باندهای شیمیایی

۳- تئوری انتشار: که adhesion نتیجه اتصال بین مولکولهای متحرک که از سطح درونی عبور می‌کند و با سمت دیگر واکنش می‌دهد و سطح واسطه ناپدید می‌گردد و دو قسمت به یک واحد تبدیل می‌گردد.

۴- تئوری الکترواستاتیک: یک فرمهای دو لایه‌ای الکتریکال میان فلز و یک پلی‌مر که

هنوز مبهم است.



برای داشتن adhesion: علاوه بر نزدیکی مکانی دو ماده، مرطوب شدن سطح هم مهم است، مرطوب شدن بوسیله زاویه اتصال بررسی می شود به طوری که مرطوب شدن کامل با زاویه صفر درجه بیان می گردد.

چسبیدن به مینا آسانتر از چسبیدن به عاج است. مینا شامل هیدروکسی آپاتیت است که انرژی سطحی بالایی دارد. عاج ترکیبی از دو ماده زمینه‌ای است که کلاژن و هیدروکسی آپاتیت انرژی سطحی پائینی دارد.

سیمانهای گلاس اینومر تنها مواد ترمیمی هستند که دارای ظرفیت ذاتی باند شدن به بافت دندان بدون هیچ ماده واسطه‌ای می باشد.

دیگر مواد از قبیل کامپوزیت رزین نیاز به کاربرد یک رزین بینابینی به ماده زمینه‌ای دندان را دارند.

نیروی واندروالس ممکن است اتصال ماده رزینی به زمینه دندان را توجیه کند. قدرت و دوام adhesive bond وابسته به فاکتور مهمی مثل خاصیت فیزیوشیمیایی adherend و adhesive می باشد.

ساختمان مناسب adherend که heterogeneous است، تشکیل سطح آلوده در طول تراش، استرس خارجی که بر bonding مؤثر باشد، همچنین محیط دهان، رطوبت، استرس فیزیکی، تغییر در درجه حرارت، PH و عادات جویدن از فاکتورهای مهم می باشند. (۵)

## استحکام اتصال

استحکام اتصال را میتوان با آزمایشاتی که در آنها مقاومت باند در برابر گسیختگی در اثر نیروهایی نظیر برش و کشش اندازه‌گیری می شود تعیین نمود.

Stength: زمانی که یک نیرو به جسمی وارد می گردد آن جسم با یک نیروی مساوی و خلاف جهت نیرو واکنش نشان می دهد این مقاومت داخلی را Strength می نامند براساس جهت وارد شدن نیرو و به سه نوع تقسیم می شود

(۱) Tensile strength: مقاومت کششی: به مقاومت جسم در برابر نیروهای کششی گویند

یعنی مقاومت که در برابر دو نیرو که در یک خط راست و خلاف جهت هم و عمود بر آن جسم از هم دور می‌شوند ایجاد می‌شود.

۲) Compressive Strength: مقاومت جسم در مقابل نیروهای فشاری را گویند مقاومتی که در برابر دو نیرو در یک خط راست و به سوی یکدیگر و مستقیم به طرف جسم وارد می‌گردد ایجاد می‌شود

۳) Shear strength: به مقاومت جسم در برابر نیروهای برشی را گویند یعنی مقاومت در برابر دو نیرویی که بطور موازی ولی خلاف جهت هم بر جسم وارد می‌شود را گویند.

اغلب استحکام اتصال مواد بوسیله adhesive shearing یا اتصال adhesive برای ایجاد شکست است استحکام اتصال بعنوان یک Single cycle stress تا شکست اندازه‌گیری می‌شود در شرایط کلینیکی به هر حال Fatigue ممکن است بسیار مهمتر از single cycle loading باشد

Fracture strength که اندازه‌گیری می‌شود بستگی به مسیر Fracture دارد برای یک adhesive joint مثل کامپوزیت باند شده به عاج با یک dentin bonding agent استحکامهای bulk مواد، مسیر fracture را کنترل می‌کند. عاج محکمتر از کامپوزیت است که محکمتر از dentin bonding agent است اگر حد فاصلها well-bonded باشند شکست داخل dentin bonding agent اتفاق می‌افتد یا به داخل adherends کشیده می‌شود.

اگر یک یا هر دو حد فاصل well-bond نباشند شکست در طول ضعیفترین حد فاصل رخ می‌دهد. اگر dentin bonding agent از نظر شیمیایی با کامپوزیت match باشد با کامپوزیت بخوبی wet خواهد شد و از نظر شیمیایی با آن inter mix شده و باندینگ شیمیایی واقعی بوجود خواهد آمد که یک حد فاصل خیلی قوی را ایجاد خواهد کرد استحکام باند برای حد فاصل سیستمهای باندینگ با عاج بستگی به درجه‌ای که wetting رخ می‌دهد دارد عاج تراشیده محتوی یک لایه اسمیر است و مرطوب است و ضرورتاً از نظر میکرومکانیکال خشن نیست اچینگ انتخابی همه یا مقداری از اسمیر لایر را بر می‌دارد بطور موضعی wetness را کنترل می‌کند و یک سطح خشن میکرومکانیکال ایجاد می‌کنند.

اکثر سیستمهای denting bonding دارای مراحل ← Priming ← conditioning bonding هستند برای آنکه استحکام باند اینترفاسیال یک adhesive joint قویتر باشد bulk strength ادهزیو، یک فاکتور محدوده کننده استحکام adhesive joint می شود. یک راه بهبود bond strength کاهش ضخامت ادهزیو به نقطه ای که fracture در عمل نتواند از میان آن انتقال یا انتشار یابد. اگر ادهزیو نازک یا از نظر هندسی کج یا پیچاپیچ باشد هیچ crack (شکاف) به داخل adherend راه نیافته، بدین ترتیب joint رفتاری بیشتر شبیه، adhesion ساده دو ماده روی هر طرف ادهزیو پیدا می کند. از طریق آغشته شدن ظریف یک سطح عاجی اچ شده یا conditioned شده ضخامت انتهایی dentin bonding agent به ۱ میکرون می رسد fractures حالا به داخل عاج منحرف شده و bond strength از ۲۵-۴۰ MPa ثبت می شود. (6)

## اصول باندینگ

### (۱) Wetability (ترکنندگی)

جهت اتصال مناسب مواد ترمیمی و فلزات به مینا، عاج بایستی این سطوح به خوبی توسط مواد باندینگ wet شوند. ضعف بودن wettability سطحی، باعث تشکیل حبابهایی در ناحیه حد فاصل شده منجر به تجمع موضعی استرسها و کاهش چسبندگی می گردد بهترین مواد چسبنده آنهایی هستند که پائین ترین زاویه تماس بر روی ماده زمینه را دارا باشند تشکیل لایه نازک نابجایی که بر روی سطوح دندانی در هنگام تراش بوجود می آید مسئول چسبندگی ضعیف و احتباس هوا در بسیاری از مواد ترمیمی که قبلاً مصرف می شده بود. امروزه جهت غلبه بر این مشکل از اصلاح کننده های modifiers چسبندگی، که آب دوست (هیدروفیلیک)، activator surface هستند جهت تقویت استحکام باند به نسوج سخت دندانی استفاده می شود تغییر فرم مولکول کلاژن عاج و همچنین بالانس موضعی هیدروفیلیک، ویژگی بعدی است که مورد توجه قرار خواهند گرفت.

بسیاری از مواد رزینی نسل چهارم امروزی از پرایمرها استفاده می‌کنند تا چسبندگی رزین به دندان را توسط جذب یا واکنش با لایه آب سطحی عاج افزایش دهند برای اینکه مایع رزینی بر روی سطح جامد پخش شود بایستی آن سطح تمیز و عاری از آلودگی و high-energy باشد. هر سطح جامدی داخل محیط دهان به خصوص سطح دارای انرژی بالا بلافاصله توسط لایه‌ای آلی پوشیده می‌شود. علاوه بر این در اثر تراش حفره نیز لایه سطحی کم انرژی بوجود می‌آید که مانع از پخش رزین بر روی سطح دندان می‌شود. این لایه سطحی کم انرژی را می‌توان توسط تکنیک اسیدچاچ برداشت و سطحی تمیز و با انرژی بالا را بوجود آورد.

یک فاکتور اصلی که مانع انتشار فازهای ارگانیک بر روی چنین سطح معدنی تمیز می‌شود حضور رطوبت و آب جذب شده می‌باشد (مخصوصاً تمایل جذب آب توسط کلسیم و فسفات) چنین آبی اغلب بصورت monolayer با باند محکم هستند که توسط پوآر هوا، یا حرارت قابل تحمل نمی‌توان آن را برداشت. در چنین حالتی surface tension critical (حداکثر کششی سطحی که هر مایع می‌تواند داشته باشد و در عین حال بتواند بطور خود بخود بر روی سطح جامد پخش گردد) کاهش یافته و به کشش سطحی bulk آب نزدیک می‌شود (در حدود ۲۲ dynes/cm در ۲۰ درجه سانتیگراد) جهت برطرف کردن این مشکل از گروه‌های هیدروفیل می‌توان استفاده نمود بنابراین تغییرات جزئی در ترکیب سطحی جسم جامد می‌تواند به میزان زیادی wettability سطح را کاهش یا افزایش دهد. موادی که انرژی سطحی را کاهش می‌دهند (همانند  $\text{CH}_3$  یا  $\text{CH}_2$ ) پخش شدن ماده را کاهش می‌دهد در حالی که آنهایی که انرژی سطحی را افزایش می‌دهند همانند (فنیل،  $\text{OH}$ ،  $\text{SH}$ ،  $\text{CooH}$ ،  $\text{NH}_2$ ) پخش شدن ماده را افزایش می‌دهند. (۷)

عموماً مایع با کشش سطحی کمتر از  $\gamma_c$  (کشش سطحی بحرانی) بطور خود بخود بر روی سطح جامد پخش می‌شود بنابراین مایع adhesive بایستی دارای کشش سطحی مساوی یا قدری کمتر از  $\gamma_c$  باشد.

مواد Primer جهت بهبود wettability سطح بکار می‌روند. مولکول پرایمر دارای دو گروه