مقایسه استحکام باند دندان‌های کامپوزیتی و آکریلی به آکریل‌های بیس دنچر گرماپخت و خود به خود پلیمریزه شونده

دکتر لقمان قهرمانی[۱] - دکتر سیما شهابی[۲+] - دکتر افسانه امیرجان[۳] - دکتر اکبر فاضل[۴]

۱- عضو هیئت علمی‌گروه آموزشی پروتزهای متحرک دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران

۲- دانشیار گروه آموزشی مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

۳- دندانپزشک

۴- دانشیارگروه آموزشی پروتزهای دندانی و فلوشیپ پروتزهای ماگزیلوفاسیال، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

Comparison of bond strength of composite and acrylic teeth to heat-cured and auto-polymerized acrylic denture base

Ghahramani L[1], Shahabi S[2], Amirjan A[3], Fazel A[4]

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran Islamic Azad University

2- Associate Professor, Department Dental Materials, School of Dentistry/ Research Center for Science and Technology in Medicine, Tehran University of Medical Sciences

3-Dentist

4- Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

Background and Aims: Failure of bonding between artificial teeth and denture base material is a considerable problem for patients who wear dentures. Because of the cost of denture repair and the expensive price of foreign artificial teeth, this study was designed to compare the bond strength of composite and acrylic artificial teeth with heat-cured and auto-polymerized denture base resins.

Materials and Methods: In this experimental and in vitro study, two type of acrylic resin (heat-cured: Selectaplus H/ Trevalon, Dentsply and auto-polymerized: Rapid Repair, Dentsply) and four artificial teeth (acrylic Marjan New, composite Glamour teeth which both of them are Iranian) and Ivoclar acrylic and composite teeth were used. Therefore, 8 groups of 14 specimens each were evaluated. A shear bond strenghth test in a Universal Testing Machine was used. Data were analyzed using the 2-way ANOVA test.

Results: The bond strengths of acrylic teeth (Marjan New and Ivoclar) to heat-cured resin were similar (P=0.632) and statistically higher than those of composite teeth (Glamour and Ivoclar). Acrylic teeth (Marjan New and Ivoclar) and Glamour teeth had similar bond strength to auto-polymerized resin, which showed the highest bond strength values. Ivoclar composite teeth showed significantly the lowest bond strength (P<0.05). All acrylic teeth had the highest mean bond strengths to heat-cured resin which were significantly different from that of auto-polymerized resin (P<0.05). However, the bond strengths of all composite teeth to both denture base resins were not significantly different (P>0.05).

Conclusion: Based on the results of this study, the type of denture base material and artificial tooth may influence the failure load.

Key Words: Resin; Bond strength; Acrylic teeth; Composite

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2010(4);215-226

چکیده

زمینه و هدف: جدا شدن دندان‌های مصنوعی از آکریل بیس دنچر یکی از مشکلات عمده در بیمارانی است که از دنچر استفاده می‌کنند. با توجه به اتلاف وقت و هزینه در اصلاح و مرمت دنچرها و همچنین هزینه گزاف دندان‌های مصنوعی خارجی، هدف این مطالعه مقایسه استحکام باند دندان‌های کامپوزیتی و آکریلی

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- انتهای کارگر شمالی بعد از انرژی اتمی- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران- گروه آموزشی مواد دندانی
تلفن: ۰۹۱۲۴۲۶۴۹۰۴ نشانی الکترونیک: shahabis@tums.ac.ir

ایده‌آل‌ماکو ایرانی و آیووکلار خارجی به آکریل‌های گرماپخت و خود به خود پلیمریزه شونده بود.

روش بررسی: تحقیق به روش تجربی و در محیط آزمایشگاهی انجام شد. از دو نوع رزین بیس (گرماپخت و فوری) و ۴ دندان مصنوعی (آکریلی مرجان نیو، کامپوزیتی گلامور (هر دو ایرانی) و کامپوزیتی و آکریلی لیختن اشتاین) استفاده شد و بدین ترتیب، ۸ گروه مورد بررسی قرار گرفتند، که هر گروه شامل ۱۴ نمونه بود. در نمونه‌های باند شده به رزین فوری از رزین (Rapid Repair, Dentsply, England) و در نمونه‌های باند شده به رزین گرماپخت از رزین (Selectaplus H/Trevalon, Dentsply, England) استفاده شد. برای بررسی استحکام باند از نیروی برشی در دستگاه Universal testing machine استفاده و داده‌ها با آزمون 2- way ANOVA آنالیز شدند.

یافته‌ها: در رزین گرماپخت، دندان‌های آکریلی بالاترین استحکام باند را داشتند و تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند (P=۰/۶۳۲). اما بین استحکام باند این دندان‌ها و دندان‌های کامپوزیتی گلامور و آیووکلار اختلاف معنی‌داری یافت شد. در رزین فوری، دندان‌های آکریلی و همچنین کامپوزیتی گلامور از لحاظ استحکام باند تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند و بالاترین استحکام باند را به خود اختصاص دادند، ولی دندان آیووکلار کامپوزیتی دارای پایین‌ترین استحکام باند بود که با سایر دندان‌ها اختلاف معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵). در دندان‌های آکریلی بالاترین استحکام باند در شرایط استفاده ار رزین گرماپخت بود که با نوع فوری تفاوت معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵) ولی دندان‌های کامپوزیتی در هر دو نوع رزین از لحاظ استحکام باند تفاوت معنی‌داری نداشتند (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه، نوع دندان مصنوعی و روش پلیمریزاسیون رزین بیس دنچر می‌تواند نیروی شکست را تحت تأثیر قرار دهد.

کلید واژه‌ها: رزین؛ استحکام باند؛ دندان مصنوعی آکریلی؛ کامپوزیت

وصول: ۸۸/۰۹/۱۸ اصلاح نهایی: ۸۹/۰۹/۰۱ تأیید چاپ: ۸۹/۰۹/۰۵

مقدمه

جداشدن دندان‌های مصنوعی از مواد آکریل بیس دنچریکی از مشکلات عمده و قابل توجه در بیمارانی است که از دنچر استفاده می‌کنند (۱). مطالعات و تحقیقاتی که به بررسی و ارزیابی تناوب و تکرار در اصلاح و مرمت دنچرها پرداخته‌اند، به این نتیجه رسیده‌اند که مرمت اتصال دندان‌های مصنوعی دنچرها در حال افزایش است (۲،۳). امروزه با توجه به افزایش روز افزون استفاده از ایمپلنت و به دنبال آن افزایش نیروی وارد بر پروتز، جدا شدن دندان مصنوعی به مشکل کلینیکی بزرگ‌تری تبدیل شده است، تا جایی که Jemt از آن به عنوان شایع‌ترین شکایت در پروتز یاد می‌کند (۴). با افزایش استفاده از دندان‌های مصنوعی، مباحث و تحقیقات در این مقوله نیز افزایش یافته است (۷-۵). محققان در تحقیقاتی که طی چندین سال داده‌اند، دریافتند که با تغییرات فیزیکی و شیمیایی در ساختار دندان‌های مصنوعی و پلیمرهای مصرفی بیس‌های آکریلی می‌توان استحکام باند را تغییر داد (۱۱-۱،۳،۵،۷). امروزه در کشور ما ایران، دندان‌های مصنوعی توسط کارخانجات معتبر تولید می‌شوند. دندان‌های مصنوعی تولید شده در ایران باعث ارزانی قیمت، ایجاد رقابت با مواد خارجی و سهولت دسترسی آن شده است. استحکام باند تعدادی از دندان‌های مصنوعی ایرانی مورد ارزیابی قرار گرفته است (۱۵-۱۲). اما متأسفانه از انواع جدید آنها که از جنس کامپوزیت می‌باشد و برای رفع نقایص انواع آکریلی به بازار آمده‌اند، در آزمایشگاه‌ها ارزیابی دقیق علمی صورت نگرفته است. اگر این وضع همچنان ادامه یابد وقت، هزینه مادی و انسانی تلف می‌شود و بیمار مجدداً به دندانپزشک مراجعه کرده و هزینه‌ایی را متحمل می‌شود. همچنین اتلاف وقت بیمار و دندانپزشک نیز از عوارض دیگر آن است (۴).

راه حل این مشکل این است که استحکام باند دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی را با آکریل بیس دنچربررسی کنیم. تحقیقات متعددی در زمینه استحکام باند دندان‌های مصنوعی به آکریل بیس انجام شده است، اما Benington و Cunningham در مجموع تحقیقاتی که انجام داده‌اند به این نتیجه رسیده‌اند که عدم یکپارچگی در روش‌های آزمایشگاهی سبب شده که مشکلات متعددی در کارهای لابراتواری و آزمایشات علمی به وجود بیاید و بیان کردند که مشکلات متعدد باند نیاز به بررسی و تحقیقات بیشتری دارد (۷،۱۱،۱۶). علاوه بر این مشخص نیست که آیا دندان کامپوزیتی گلامور با استانداردهای جهانی و مورد تأیید انجمن دندانپزشکی امریکا مطابقت دارد یا خیر؟ و در واقع خلاء اطلاعاتی موجود در نقش دندان کامپوزیتی گلامور در جدا شدن دندان از آکریل بیس است که با بررسی استحکام باند می‌توان به این نکته پی برد.

با توجه به کاستی‌های فوق و اظهارات کارخانه‌های سازنده دندان مصنوعی کامپوزیتی مبنی بر بیشتر بودن زیبایی این دندان‌ها و قابل مقایسه بودن سایش آنها با دندان‌های آکریلی، این تحقیق با هدف مقایسه استحکام باند دندان‌های کامپوزیتی و آکریلی ایده‌آل ماکو ایرانی و آیووکلار خارجی به آکریل های بیس دنچرگرماپخت و خود به خود پلیمریزه شونده در بخش پروتز متحرک دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهرتن انجام شد. با امید به اینکه نتایج این تحقیق در انتخاب نوع دندان و آکریل بیس مفید واقع شود.

روش بررسی

این تحقیق به روش تجربی و در محیط آزمایشگاهی انجام شد. در این تحقیق از ۱۱۲ دندان مصنوعی پری مولر و مولر (۲۸ عدد دندان گلامورG، ۲۸ عدد دندان کامپوزیتی آیووکلارIc، ۲۸ عدد دندان مرجان نیوM و ۲۸ عدد دندان آکریلی آیووکلارIa) برای ساخت ۸ گروه مورد مطالعه که هر کدام شامل ۱۴ نمونه بود، استفاده گردید: دندان‌های گلامور و مرجان نیو، ساخت کارخانه ایده‌آل ماکوی ایران به صورت تصادفی از شرکت ایده‌آل ماکو انتخاب شدند و دندان‌های آیووکلار، ساخت کارخانه لیختن اشتاین آلمان نیز به صورت تصادفی از شرکت بازرگانی کلانتری خریداری شدند.

گروه A : دندان G / رزین آکریلیک گرماپختH

گروه B : دندان G / رزین آکریلیک خود به خود پلیمریزه شوندهA

گروه C : دندان Ic / رزین آکریلیک H

گروه D : دندان Ic / رزین آکریلیک A

گروه E : دندان M / رزین آکریلیک H

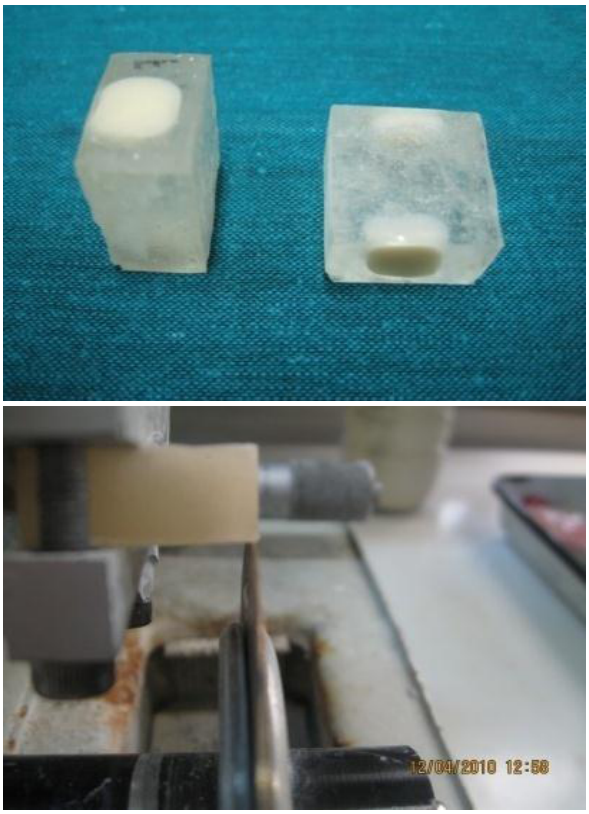
گروه F : دندان M/ رزین آکریلیک A

گروه G : دندان Ia / رزین آکریلیک H

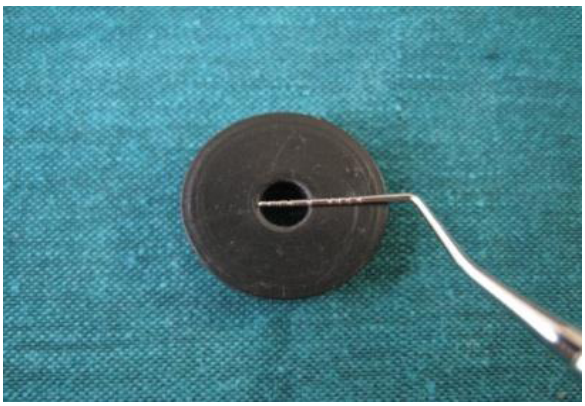
گروه H : دندان Ia / رزین آکریلیک A

ابتدا هر دندان مصنوعی در یک آکریل شفاف خود به خود پلیمریزه شونده (Orthoresin, Dentsply, England) قرار داده شد. بعد از خنک شدن آکریل، حدود ۲ میلی‌متر از سطح Ridge lap نمونه Embed شده با استفاده از دستگاه برش (ISOMET Low Speed Saw, Buehler, Germany) برداشته شد تا صاف شود (شکل۱).

سپس نمونه‌ها با آب تمیز شد و یک قالب که در آن حفره‌ای به قطر تقریباً ۵ میلی‌متر وجود داشت، برای کنترل منطقه اتصال (۱۷،۱۸)، روی سطح دندان ثابت گردید (شکل۲).



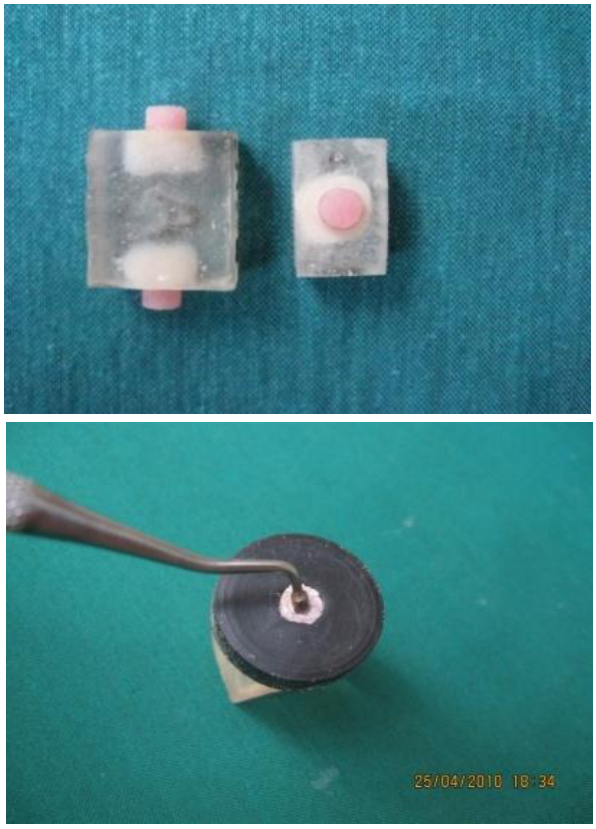
شکل ۱- صاف نمودن سطح ریج لپ نمونه‌ها با استفاده از دستگاه برش



شکل ۲- قالب با حفره‌ای به قطر تقریباً ۵ میلی‌متر

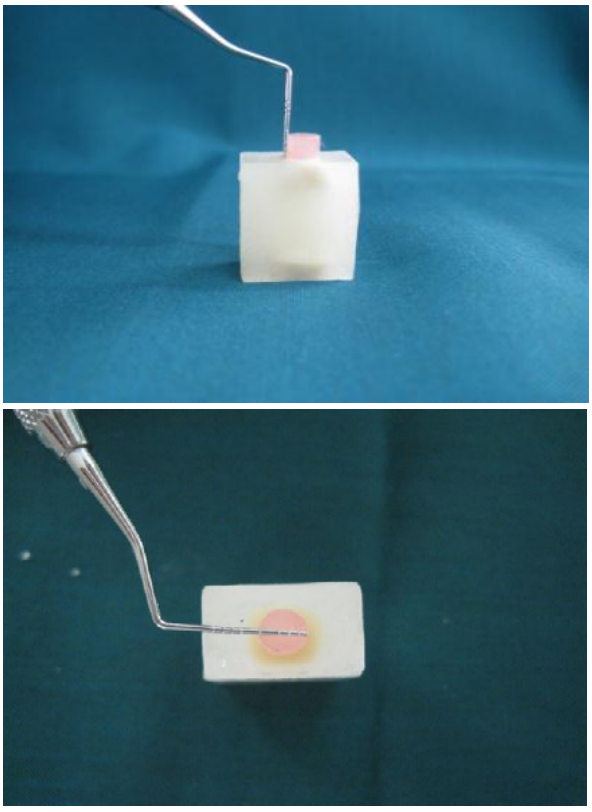
در نمونه‌هایی که از آکریل بیس خود به خود پلیمریزه شونده استفاده می‌شد، اینگونه عمل کردیم: رزین خود به خود پلیمریزه شونده

(Rapid Repair, Dentsply, England) طبق دستور کارخانه سازنده مخلوط شده و در مرحله خمیری (Dough) مستقیماً در داخل حفره ۵ میلی‌متری پک نمودیم و نمونه روی میز کار نگه داشته شد تا پلیمریزاسیون کامل شود، سپس قالب به دقت برداشته شد (شکل۳).

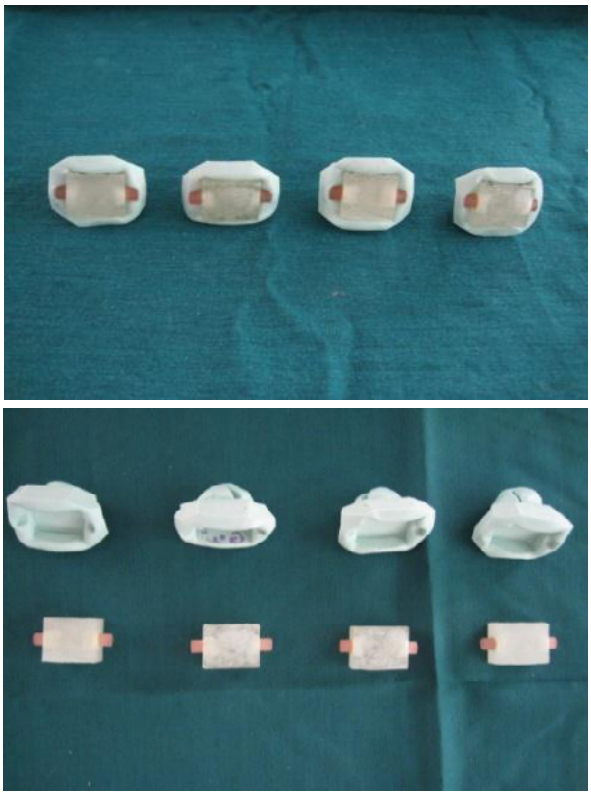


شکل ۳- پک کردن نمونه هایی از آکریل بیس خودبه خود پلیمریزه شونده در داخل حفره ۵ میلی‌متری

در مورد نمونه‌هایی که از آکریل بیس گرماپخت (Selectaplus H/ Trevalon, Dentsply, England) استفاده می‌شد اینگونه عمل نمودیم: ابتدا موم دندانپزشکی (Modelling wax, Red, Cavex, Holland) را ذوب کرده و درون حفره ۵ میلی‌متری پک کردیم. پس از سخت شدن موم قالب را با احتیاط برداشتیم. در این حالت به جای قالب، موم بر سطح ریج لپ دندان‌ها قرار داشت (شکل۴). سپس نمونه‌ها را در داخل پوتی (Speedex, Coltene, Swiss) قرار دادیم به طوریکه در جهت قطر، نصف موم و همچنین نصف آکریل شفاف در داخل پوتی قرار داشت (شکل۵).



شکل ٤- موم بر سطح ریج لپ دندان‌ها در نمونه‌های از آکریل بیس گرماپخت

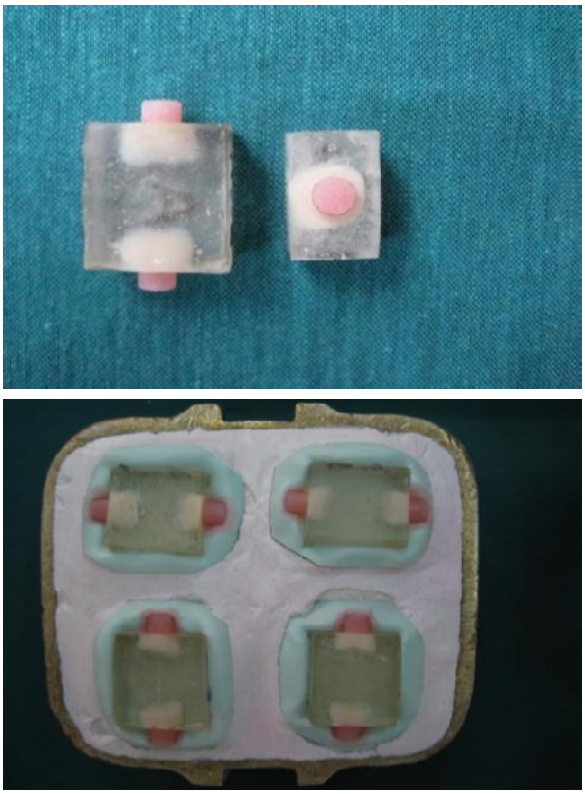


شکل ۵- قرار دادن نمونه‌ها در پوتی

در داخل هر مفل (مفل برنجی هانو/ USA) ۴ عدد از این نمونه‌ها جا می‌گرفت، بدین صورت که: ابتدا در نیمه تحتانی مفل گچ دندانپزشکی (ایران، پارس دندان، Gypsom type II) ریخته شد، سپس نمونه‌ها از سمت پوتی تا لبه پوتی در داخل گچ فرو رفتند. پس از ۲۰ دقیقه که گچ Set شد، روی گچ و همچنین بلوک‌های آکریلی شفاف وازلین مالیده و دوباره روی نمونه‌های داخل گچ پوتی گذاشته شد، پس از سخت شدن پوتی نیمه فوقانی مفل قرار داده شد و گچ دندانپزشکی (ایران، پارس دندان، Plaster type II) در نیمه فوقانی مفل ریخته شد و مفل به مدت ۴۵ دقیقه در زیر پرس(پرس هیدرولیک/ کوشا فن پارسKFP/ایران) تحت فشار ۵۰ کیلوگرم قرار گرفت. پس از آن مفل را ۲-۱ دقیقه در آب جوش قرار دادیم تا موم نرم گردید (۱۹). موم نرم شده با جریان آب جوش و صابون (گلرنگ/پاکسان/ایران) شستشو داده شد تا سطح اتصال از هرگونه آلودگی پاک گردید. پس از اینکه گچ خشک شد درحالیکه هنوز داغ بود به وسیله قلم‌مو، (MR.Dental biofilm/ Tin foil substitute Red/ U.K/England) روی سطح گچ مالیده شد.

پس از اینکه درجه حرارت مفل به دمای اتاق رسید (۱۹)، رزین گرما پخت(Selectaplus H/ Trevalon, Dentsply, England) را که طبق دستور کارخانه سازنده مخلوط شده بود در مرحله خمیری (Dough) در محل حذف موم و در تماس با دندان پک کردیم و اضافات آن را با بیستوری گرفتیم. سپس مفل در زیر پرس تحت فشار ۱۰۰ کیلوگرم به مدت ۱۰ دقیقه قرار گرفت. پس از آن، مفل را در داخل Clamp محکم بستیم (۱۹) و آکریل را در درجه حرارت و زمانی که کارخانه سازنده توصیه کرده، پختیم.

پس از اینکه پلیمریزاسیون کامل شد و فلاسک خنک شد و به دمای اتاق رسید، نمونه‌ها را از داخل مفل خارج کردیم. پس از اینکه نمونه‌ها تمیز و اضافات آکریل آنها حذف گردید (شکل۶)، در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد برای مدت ۲±۵۰ ساعت در آب مقطر نگهداری شدند (۱) و سپس توسط دستگاه ترموسایکلینگ تحت ۵۰۰۰ دور حرارتی در دو حمام آب سرد با حرارت ۴ درجه سانتی‌گراد و آب گرم با حرارت ۵۵ درجه سانتی‌گراد قرار گرفتند، در صورتیکه مدت زمان قرارگیری در هر مخزن (s) ۳۰ و فاصله زمانی بین دو مخزن (s) ۲۰ بود (۱). در این مطالعه برای بررسی استحکام باند از Shear bond strength استفاده شد. همه نمونه‌ها در دستگاه Universal testing machine (SANTAM STM-20/ Korea) قرار گرفته و نیروی برشی با سرعت ۱ mm/min بر نمونه‌ها وارد شد (۱۸) و نیرویی که منجر به شکست شد ثبت گردید. محل شکست‌ها بررسی شد تا نوع شکست‌ها نیز مشخص گردد.



شکل ٦- خارج کردن نمونه‌ها از مفل و تمیز نمودن آنها

در این مطالعه، تمام مواد مصرفی (رزین‌های بیس دنچر و دندان‌های مصنوعی) به صورت تصادفی انتخاب شدند.

جهت تعیین اثر نوع دندان و روش پلیمریزاسیون رزین بر استحکام باند از آزمون 2-way ANOVA استفاده شد. در این مطالعه، ۲ دسته متغیر وابسته، کمی (استحکام باند) و کیفی (نوع و محل شکست) و ۲ دسته متغیر مستقل (نوع دندان مصنوعی و نوع رزین بیس) وجود دارد. در ابتدا آزمون 2-way ANOVA انجام شد با توجه به معنی‌دار شدن اثر برهم کنش متغیرهای مستقل، استحکام باند با استفاده از مدل One-way در هر رزین بین دندان های مصنوعی و با استفاده از آزمون T در هر نوع دندان مصنوعی بین دو نوع بیس رزینی مقایسه شد.

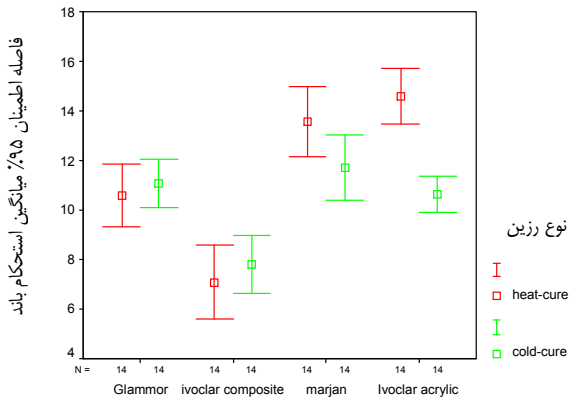
برای بررسی اثر نوع دندان مصنوعی بر استحکام باند در هر کدام از این رزین‌ها، ابتدا با انجام تست ANOVA نشان داده شد که در هر کدام از این رزین‌ها، بین میانگین استحکام باند دندان‌های مصنوعی مختلف به آکریل بیس تفاوت معنی‌داری وجود دارد. که با انجام تست Levene Statistic و یکسانی واریانس‌ها (پراکندگی داده‌ها) از تست Tukey HSD برای نشان دادن این اختلاف معنی‌دار (P<۰/۰۵) استفاده شد.

برای بررسی اثر نوع رزین بیس بر استحکام باند در هر کدام از دندان‌های مصنوعی، ابتدا از تست Levene's استفاده کردیم تا یکسانی واریانس‌ها (پراکندگی داده‌ها) در رزین‌های مختلف هر یک از دندان‌های مصنوعی مشخص شد، سپس از T-test برای نشان دادن تفاوت معنی‌دار (P-value) استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از اندازه‌گیری میزان استحکام باند گروه‌های مورد آزمایش و فراوانی نوع و محل شکست ایجاد شده در آنها، به شرح زیر می‌باشد:

الف) میانگین و انحراف معیار استحکام باند گروه‌های مورد آزمایش بر حسب مگاپاسکال (MPa) در جدول و نمودار ۱ آمده است که بدین شرح می‌باشد.



نمودار ۱- Error-Bar میانگین و فاصله اطمینان ۹۵٪ میانگین استحکام باند بر حسب MPa در گروه‌های مورد مطالعه

۱- در شرایط کاربرد رزین بیس گرماپخت، بالاترین استحکام باند ابتدا در دندان آیووکلار آکریلی و بعد در دندان آکریلی مرجان نیو دیده شد، که از لحاظ آماری، بین استحکام باند دندان‌های آکریلی آیووکلار و مرجان نیو تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (P=۰/۶۳۲)، ولی بین استحکام باند این دندان‌ها و دندان‌های کامپوزیتی گلامور و آیووکلار اختلاف معنی‌داری یافت شد. دندان کامپوزیتی گلامور از نظر استحکام باند در رده سوم قرار دارد که با بقیه دندان‌ها تفاوت معنی‌داری داشت (P=۰/۰۵) و پایین‌ترین استحکام باند هم مربوط به دندان آیووکلار کامپوزیتی بود که با سایر دندان‌ها دارای تفاوت معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵).

۲- در شرایط کاربرد رزین بیس خود به خود پلیمریزه شونده، از لحاظ استحکام باند، دندان مرجان نیو در رده اول، دندان کامپوزیتی گلامور در رده دوم و دندان آیووکلار آکریلی در رده سوم قرار گرفت. البته بین استحکام باند این دندان‌ها تفاوت معنی‌داری یافت نشد (P>۰/۰۵) و دندان آیووکلار کامپوزیتی هم در رده آخر استحکام باند قرار گرفت که با سایر دندان‌ها دارای اختلاف معنی‌داری بود (P<۰/۰۵).

۳- در دندان‌های آکریلی مرجان نیو و آیووکلار، بالاترین میزان استحکام باند در شرایط استفاده از رزین بیس گرماپخت دیده شد که البته با میزان استحکام باند در شرایط کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده تفاوت معنی‌داری داشت (P<۰/۰۵).

۴- در دندان‌های کامپوزیتی گلامور و آیووکلار، بین میزان استحکام باند در هر دو نوع رزین آکریلی تفاوت معنی‌داری یافت نشد (P>۰/۰۵).

همانطور که در نمودار و جدول ۱ دیده می‌شود، بالاترین میزان میانگین استحکام باند مربوط به گروه G و پایین ترین میزان میانگین استحکام باند نیز مربوط به گروه C است.

ب) نوع شکست: فراوانی نوع شکست (در صورت طبقه‌بندی آن به دو گروه Cohesive و Adhesive) در هر کدام از گروه‌های مورد آزمایش در جدول ۲ آمده است:

همانطور که در جدول مشاهده می‌شود به طور کلی در ۸۷/۵٪ از نمونه‌ها (۹۸ عدد) شکست از نوع Cohesive و در ۱۲/۵٪ بقیه (۱۴ عدد) از نوع Adhesive بوده است. و در گروه‌های E، G و H همه شکست‌ها از نوع Cohesive بوده‌است.

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار استحکام باند به تفکیک گروه‌های مورد آزمایش

استحکام باند (MPa) / گروه مورد آزمایش	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
A	۱۰/۵۷	۲/۲۰	۶/۷۵	۱۳/۳۵
B	۱۱/۰۷	۱/۶۹	۶/۳۷	۱۲/۸۸
C	۷/۰۹	۲/۵۴	۳/۴۱	۱۲/۹۵
D	۷/۸۱	۲/۰۳	۲/۷۶	۱۰/۶۲
E	۱۳/۵۶	۲/۴۴	۹/۲۳	۱۷/۵۸
F	۱۱/۷۲	۲/۳۰	۶/۹۴	۱۴/۸۵
G	۱۴/۶	۱/۹۶	۱۱/۱۴	۱۹/۳۰
H	۱۰/۶۲	۱/۲۷	۸/۹۱	۱۴/۰۶

جدول ۲- توزیع نمونه‌ها بر حسب نوع شکست به تفکیک گروه‌های مورد آزمایش

نوع شکست / گروه مورد آزمایش		Cohesive (درون دندان یا درون بیس آکریلیک یا هر دو)	Adhesive (در محل اتصال دندان و بیس آکریلیک)	کل
A	تعداد	۱۲	۲	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۸۵/۷	٪۱۴/۳	٪۱۰۰
B	تعداد	۱۱	۳	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۷۸/۶	٪۲۱/۴	٪۱۰۰
C	تعداد	۱۲	۲	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۸۵/۷	٪۱۴/۳	٪۱۰۰
D	تعداد	۱۱	۳	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۷۸/۶	٪۲۱/۴	٪۱۰۰
E	تعداد	۱۴	۰	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۱۰۰	٪۰	٪۱۰۰
F	تعداد	۱۰	۴	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۷۱/۴	٪۲۸/۶	٪۱۰۰
G	تعداد	۱۴	۰	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۱۰۰	٪۰	٪۱۰۰
H	تعداد	۱۴	۰	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۱۰۰	٪۰	٪۱۰۰
کل	تعداد	۹۸	۱۴	۱۱۲
	فراوانی در گروه	٪۸۷/۵	٪۱۲/۵	٪۱۰۰

ج) محل وقوع شکست: فراوانی محل وقوع شکست (در صورت طبقه‌بندی آن به ۴ گروه شکست درون دندان، درون آکریل بیس، در محل اتصال و درون دندان و آکریل) در هر کدام از گروه‌های مورد آزمایش در جدول ۳ آمده است.

همانطور که در جدول ۳ دیده می‌شود به طور کل، در ٪۴۴/۶ از نمونه‌ها (۵۰ عدد) شکست درون دندان، در ٪۱۷ از نمونه‌ها (۱۹ عدد) شکست درون آکریل، در ٪۱۲/۵ از نمونه‌ها (۱۴ عدد) شکست در محل اتصال و در ٪۲۵/۹ بقیه (۲۹ عدد) شکست درون دندان و آکریل به وقوع پیوست.

جدول ۳- توزیع نمونه‌ها بر حسب محل شکست به تفکیک گروه‌های مورد آزمایش

محل شکست / گروه مورد آزمایش		درون دندان	درون آکریل بیس	در محل اتصال	درون دندان و آکریل	کل
A	تعداد	۸	۱	۲	۳	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۵۷/۱	٪۷/۲	٪۱۴/۳	٪۲۱/۴	٪۱۰۰
B	تعداد	۴	۲	۳	۵	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۲۸/۶	٪۱۴/۳	٪۲۱/۴	٪۳۵/۷	٪۱۰۰
C	تعداد	۱۲	۰	۲	۰	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۸۵/۷	٪۰	٪۱۴/۳	٪۰	٪۱۰۰
D	تعداد	۹	۲	۳	۰	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۶۴/۳	٪۱۴/۳	٪۲۱/۴	٪۰	٪۱۰۰
E	تعداد	۶	۴	۰	۴	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۴۲/۸	٪۲۸/۶	٪۰	٪۲۸/۶	٪۱۰۰
F	تعداد	۴	۳	۴	۳	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۲۸/۶	٪۲۱/۴	٪۲۸/۶	٪۲۱/۴	٪۱۰۰
G	تعداد	۶	۱	۰	۷	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۴۲/۸	٪۷/۲	٪۰	٪۵۰	٪۱۰۰
H	تعداد	۱	۶	۰	۷	۱۴
	فراوانی در گروه	٪۷/۲	٪۴۲/۸	٪۰	٪۵۰	٪۱۰۰
کل	تعداد	۵۰	۱۹	۱۴	۲۹	۱۱۲
	فراوانی در گروه	٪۴۴/۶	٪۱۷	٪۱۲/۵	٪۲۵/۹	٪۱۰۰

گروه A : دندان G / رزین آکریلیک گرماپختH- گروه B : دندان G/ رزین آکریلیک خودبه خود پلیمریزه شونده A- گروه C : دندان Ic/ رزین آکریلیک H- گروه D : دندان Ic/ رزین آکریلیک A- گروه E : دندان M/ رزین آکریلیک H- گروه F : دندان M/ رزین آکریلیک A- گروه G : دندان Ia/ رزین آکریلیک H- گروه H : دندان Ia/ رزین آکریلیک A

بحث و نتیجه‌گیری

این مطالعه نشان داد که در دندان‌های آکریلی مرجان نیو و آیووکلار بالاترین استحکام باند در رزین بیس گرماپخت بود که با نمونه‌های باند شده به رزین بیس خود به خود پلیمریزه شونده از لحاظ استحکام باند دارای اختلاف معنی‌داری بودند. درحالیکه در دندان‌های کامپوزیتی گلامور و آیووکلار بین استحکام باند نمونه‌های باند شده به رزین گرماپخت و نمونه‌های باند شده به رزین خود به خود پلیمریزه شونده اختلاف معنی‌داری وجود نداشت.

در شرایط کاربرد رزین گرماپخت، بالاترین استحکام باند در دندان‌های آکریلی مرجان نیو و آیووکلار بود که تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند (P=۰/۶۳۲) ولی با نمونه‌های کامپوزیتی این تحقیق تفاوت معنی‌داری داشتند. بعد از دندان‌های آکریلی، دندان کامپوزیتی گلامور بالاترین استحکام باند را به خود اختصاص داد و دندان کامپوزیتی آیووکلار نیز با اختلاف معنی‌داری در رده آخر قرار گرفت. در شرایط کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده نیز، بالاترین استحکام باند در دندان‌های آکریلی مرجان نیو و آیووکلار بود که با هم و همچنین با دندان کامپوزیتی گلامور تفاوت معنی‌داری نداشتند، درحالیکه دندان کامپوزیتی آیووکلار با اختلاف معنی‌داری پایین‌ترین استحکام باند را به خود اختصاص داد.

از نظر درصد نوع شکست، بالاترین میزان شکست در همه گروه‌های مورد آزمایش، از نوع Cohesive بود. همچنین شکست Adhesive در گروه‌های E، G و H دیده نشد.

از نظر درصد محل شکست نیز، بالاترین میزان شکست در همه گروه‌های مورد آزمایش، در درون دندان بوده است.

در زمینه اثر روش پلیمریزاسیون رزین بیس و نوع دندان مصنوعی بر استحکام باند، مطالعات گوناگونی انجام شده است. Barbosa و

همکاران در سال ۲۰۰۸ (۱)، تحقیقی انجام دادند که در این تحقیق برتری رزین گرماپخت بر رزین خود به خود پلیمریزه شونده مشخص شد، که مشابه با روش کار این مطالعه می‌باشد. در سال ۲۰۰۲، Schneider و همکاران (۲۰) تحقیقی انجام دادند که در آن استحکام باند کششی بین رزین‌های آکریلی گرماپخت و سخت شونده با میکروویو و ۴ دندان مصنوعی آکریلی مقایسه گردید. در این تحقیق نیز، بیشترین استحکام باند برای رزین‌های گرماپخت در همه انواع دندان‌های آزمایش شده گزارش شد و در همه نمونه‌ها معمولترین شکست، شکست درون دندان بود و در رزین گرماپخت کمترین شکست، شکست درون رزین آکریلیک بوده است. در مطالعه آنها اتصال بین دندان و آکریل در سطح اکلوزال دندان صورت گرفته که روش معمولی در اتصال بین دندان و آکریل نمی‌باشد. در سال ۲۰۰۲، Amin تحقیقی انجام داد که در آن، به طور کلی استحکام باند کششی دندان‌های آکریلیک به رزین گرماپخت به طور معنی‌داری بالاتر از اتصال همان دندان‌ها به رزین فوری بود و استحکام باند رزین گرماپخت به دندان‌های آکریلیک کمتر تحت تأثیر قرارگیری در آب و دمای دهان در قیاس با اتصالات دندان آکریلیک به رزین خود به خود پلیمریزه شونده بود (۲۱). در سال ۲۰۰۰، Takahashi و همکاران در ژاپن نیروی باندینگ دو نوع دندان مصنوعی را با سه نوع بیس رزینی مقایسه کردند (۲۲). نتایج این تحقیق حاکی از آن بود که دندان آکریلی Conventional نسبت به دندان کامپوزیتی Cross linked از قدرت باندینگ بالاتری برخوردار است. همچنین در این مطالعه رزین Heat-cured بر سایر رزین‌ها برتری نشان داد (۲۲).

Buyukyilmaz و Ruyter در سال ۱۹۹۷ (۸) در مطالعه‌ای، اثر دمای پلیمریزاسیون را بر روی نیروی باندینگ دندان و رزین مورد بررسی قرار دادند. در این مطالعه استحکام باند نمونه‌های آماده شده با هر دو نیروی کششی و برشی سنجیده شد. نتایج نشان داد که در هر دو تست، بالاترین میزان نیروی باندینگ مربوط به رزین گرماپخت است و همه نمونه‌های باند شده به رزین گرماپخت شکست Cohesive نشان دادند. همچنین با افزایش دما، افزایش قابل توجهی در قدرت باندینگ رزین‌های خود به خود پلیمریزه شونده دیده شد. Kawara و همکاران در سال ۱۹۹۱ (۲۳)، با استفاده از آزمون استحکام خمشی اتصال، نشان دادند که استحکام اتصال دندان‌های مونولیتیک آکریلی به طور معنی‌داری بالاتر از دندان‌های مولتی لیتیک به رزین پایه می‌باشد. همچنین در هر دوی این دندان‌ها استحکام باند در رزین گرماپخت به طور معنی‌دار بالاتر از رزین خود به خود پلیمریزه شونده بوده و در رزین گرماپخت اکثر شکست‌ها از نوع Cohesive بوده، درحالیکه در رزین خود به خود پلیمریزه شونده اکثر شکست‌ها از نوع Adhesive بوده است. Clancy و Boyer در سال ۱۹۸۹ (۲۴) و Clancy و همکاران در سال ۱۹۹۱ (۲۵) در دو مطالعه جداگانه، استحکام باند سه نوع رزین آکریلی با دو نوع دندان آکریلی معمولی تروبایت بیوفرم و دندان مقاوم به سایش IPN را مقایسه نمودند. در هر دوی این مطالعات نتایج نشان داد که در هر دو دندان مصنوعی قوی‌ترین باندینگ مربوط به رزین گرماپخت می‌باشد. دندان آکریلی معمولی در رزین گرماپخت، به طور معنی‌دار استحکام باند بالاتری از دندان مقاوم به سایش دارد. در تحقیقی که در سال ۱۹۸۹ انجام گرفته بود نوع و محل شکست‌ها مشخص نشده بود، اما در سال ۱۹۹۱، Clancy و همکاران این کاستی را جبران کردند و با میکروسکوپ الکترونی محل و نوع شکست‌ها را مشخص نمودند. از آنجاییکه در رزین گرماپخت اکثر شکست‌ها در هر دو دندان Cohesive بوده در نتیجه قدرت باندینگ دندان به آکریل در هر دو دندان در رزین گرماپخت مطلوب بوده است.

این در حالی است که، مشرف و عابد حقیقی در سال ۱۳۸۶ در مطالعه‌ای که انجام دادند بین استحکام باند دندان مصنوعی سوپربرلیان (دندان آکریلی ایرانی)، دندان مصنوعی یاقوت (دندان مولتی لیتیک ایرانی) و دندان مصنوعی ماژور (دندان آکریلی خارجی) از نظر آماری تفاوت معنی‌داری نیافتند (۲۶). آزمایشات در این مطالعه در شرایط خشک محیطی انجام شده، نحوه آماده سازی نمونه‌ها و همینطور آکریل (Stellon Qc20, Dentsply) و دندان استفاده شده در این تحقیق با تحقیق حاضر فرق دارد. از طرفی در این مطالعه اکثر شکست‌ها از نوع Adhesive بوده است. به همین دلیل نمی‌توان بین این مطالعه و تحقیق حاضر مقایسه‌ای انجام داد. همینطور Vallittu (۱۹۹۵) در تحقیقی نشان داد میزان استحکام باند در شرایط کاربرد آکریل گرماپخت و خود به خود پلیمریزه شونده تفاوت معنی‌داری ندارد (۲۷).

به طور کلی، مطالعات محدودی درباره مقایسه استحکام باند دندان‌های مصنوعی آکریلی و کامپوزیتی به رزین پایه پروتز انجام گرفته است. از آنجا که نوع و مارک دندان‌های مصنوعی و همچنین نوع و مارک رزین بیس بکار رفته در این مطالعه و همچنین نحوه آماده سازی و روش آزمایش نمونه‌ها، اندازه و شکل نمونه‌ها و یا روش و میزان نیروی استفاده شده در طول تست با مطالعات مشابه تفاوت دارد، نمی‌توان بین نتایج حاصل از این مطالعه و مطالعات مشابه مقایسه‌ای انجام داد.

از آنجاییکه در این تحقیق اکثر شکست‌های ایجاد شده از نوع Cohesive می‌باشد، می‌توان نتیجه گرفت که قدرت باند این دندان‌ها به آکریل بیس‌های بررسی شده از استحکام دندان و آکریل بیشتر است. به خصوص در دندان‌های آیووکلار آکریلی که تماماً در هر دو نوع رزین شکست Cohesive داشتند. شکست Adhesive در ۱۲/۵٪ بقیه، احتمالاً در نتیجه بی دقتی در کارهای لابراتوآری و آلودگی در سطح دندان و یا آکریل بوده است.

فراوانی شکست در داخل دندان، به طور میانگین در دندان‌های کامپوزیتی (گلامور و آیووکلار) بیشتر از دندان‌های آکریلی (مرجان نیو و آیووکلار) دیده شد، که می‌تواند به علت مولتی لیتیک بودن دندان‌های کامپوزیتی و مقاومت کمتر اتصال بین لایه کامپوزیتی مقاوم به سایش و آکریل قسمت مرکزی باشد، در حالیکه دندان‌های آکریلی به صورت یکپارچه و مونولیتیک ساخته شده‌اند. البته در تحقیق حاضر چون محل شکست‌ها با میکروسکوپ الکترونی بررسی نشده نمی توان به طور حتم گفت که شکست‌های اتفاق افتاده در درون دندان‌های کامپوزیتی دقیقاً در محل اتصال لایه کامپوزیتی و آکریل قسمت مرکزی می‌باشد ولی می‌توان این احتمال را داد که شکست در این محل اتفاق افتاده است.

از آنجاییکه اکثر شکست‌ها در همه گروه‌های مورد آزمایش از نوع Cohesive بوده است، اختلاف معنی‌داری که در نمونه‌های مختلف از لحاظ استحکام باند بیان شده ارزش کلینیکی ندارد، زیرا در همه نمونه‌ها قدرت باند دندان به آکریل بیس مطلوب است و به خاطر اینکه قدرت باند از استحکام دندان و یا آکریل بیشتر بوده در نتیجه نیروی وارد شده، دندان از رزین بیس جدا نشده بلکه درون دندان یا آکریل و یا هر دو ترک و شکست ایجاد شده است. با توجه به این حقیقت اختلاف معنی‌دار در گروه‌های مختلف را می‌توان اینگونه تفسیر کرد:

– در دندان‌های آکریلی و در رزین گرماپخت همه شکست‌ها از نوع Cohesive است که بیشتر درون دندان اتفاق افتاده، که این به دلیل قدرت بیشتر باند و شاید استحکام بیشتر ماده آکریلیک گرماپخت، از دندان می‌باشد. اما با کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده شکست به طور معنی‌داری با نیروی کمتری ایجاد شد، زیرا هم قدرت باند در رزین خود به خود پلیمریزه شونده نسبت به رزین گرماپخت کاهش یافته (به خصوص در دندان مرجان نیو) و احتمالاً رزین خود به خود پلیمریزه شونده هم استحکام کمتری نسبت به ماده آکریلیک گرماپخت و دندان دارد (به خصوص در دندان آیووکلار آکریلی که با کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده شکست Adhesive دیده نشده یعنی استحکام ماده آکریلیک از قدرت باند در این دندان و همچنین از استحکام دندان کمتر بوده است). کاهش قدرت باند در رزین خود به خود پلیمریزه شونده نسبت به رزین گرماپخت را می‌توان اینگونه بیان کرد که رزین‌های گرماپخت کامل‌تر از رزین‌های خود به خود پلیمریزه شونده، پلیمریزه می‌شوند (۲۸). از طرف دیگر، کاهش استحکام باند برشی در رزین‌های خود به خود پلیمریزه شونده ممکن است حاکی از این باشد که رزین‌های خود به خود پلیمریزه شونده در زمان کوتاهتری نسبت به رزین‌های گرماپخت در تماس با سطح دندان هستند تا پلیمریزاسیون کامل شود و این امر منجر به نفوذ کم منومر به داخل دندان شده و استحکام شبکه پلیمر رزین آکریلیک تشکیل شده کاهش می‌یابد، زیرا استحکام باند بستگی به درجه نفوذ منومر و استحکام شبکه پلیمر شده دارد (۲۱) و استحکام باند دندان‌های آکریلی به رزین گرماپخت در قیاس با رزین خود به خود پلیمریزه شونده کمتر تحت تأثیر قرارگیری در آب و دمای دهان می‌باشد (۲۱).

– در دندان‌های کامپوزیتی به دلیل باند ضعیف بین لایه کامپوزیتی و آکریل قسمت مرکزی درون دندان، در هر دو نوع رزین اکثر شکست‌ها در درون دندان بوده، در نتیجه استحکام دندان در هر دو رزین احتمالاً ضعیف‌تر از استحکام ماده آکریلیک و قدرت باند می‌باشد. به همین دلیل برای هر دو نوع رزین در دندان‌های کامپوزیتی نیروی شکست تفاوت معنی‌داری ندارد.

– در شرایط کاربرد رزین گرماپخت، دندان‌های آکریلی به طور

معنی‌دار نیروی شکست بالاتری از دندان‌های کامپوزیتی نشان دادند، که به دلیل باند ضعیف بین لایه کامپوزیتی و آکریل قسمت مرکزی، استحکام دندان کامپوزیتی از دندان مونولیتیک آکریلی کمتر است، در نتیجه زودتر از دندان آکریلی دچار شکست می‌شود (در این رزین اکثر شکست‌ها در همه دندان‌ها در درون دندان می‌باشد). احتمالاً به دلیل کیفیت بهتر دندان کامپوزیتی گلامور از دندان کامپوزیتی آیووکلار، شکست در دندان کامپوزیتی گلامور با نیروی بیشتری نسبت به دندان کامپوزیتی آیووکلار صورت می‌گیرد، که این امر اختلاف معنی‌دار بین دندان گلامور و کامپوزیتی آیووکلار را توجیه می‌کند.

– در شرایط کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده، بین دندان‌های آکریلی و دندان کامپوزیتی گلامور تفاوت معنی‌داری در نیروهای شکست دیده نشد. همانطور که قبلاً ذکر شده، در دندان‌های آکریلی با کاربرد رزین خود به خود پلیمریزه شونده به علت ضعیف‌تر بودن قدرت باند و احتمالاً ضعیف‌تر بودن ماده آکریلیک خود به خود پلیمریزه شونده نسبت به رزین گرماپخت و همچنین دندان، با نیروی کمتری شکست اتفاق می‌افتد، طوریکه نیروی شکست در حد دندان کامپوزیتی گلامور می‌شود. ولی باز هم احتمالاً به دلیل کیفیت بهتر دندان گلامور از دندان کامپوزیتی آیووکلار نیروی شکست در دندان گلامور به طور معنی‌دار از دندان آیووکلار کامپوزیتی بالاتر است (در این نوع رزین در دندان‌های کامپوزیتی اکثر شکست ها در درون دندان بوده است) و احتمالاً به دلیل کیفیت قابل قبول دندان مرجان نیو، در هر دو نوع رزین بیس، این دندان نیروی شکستی در حد دندان آیووکلار آکریلی که مورد تأیید انجمن دندانپزشکی امریکا است، نشان داد.

با توجه به یافته‌ها و محدودیت‌های این مطالعه آزمایشگاهی (in vitro)، نتایج از این قرار است:

۱– اکثر شکست‌ها در همه گروه‌های مورد آزمایش از نوع Cohesive بوده است، در نتیجه قدرت باند بین دندان و آکریل در همه دندان‌های مصنوعی و رزین بیس‌های آزمایش شده، مطلوب می‌باشد.

۲– دندان کامپوزیتی گلامور ساخت کارخانه ایده‌آل ماکو، نسبت به دندان کامپوزیتی آیووکلار در هر دو نوع رزین، نیروی شکست بالاتری را نشان داد که می‌تواند به علت کیفیت بهتر دندان گلامور نسبت به دندان کامپوزیتی آیووکلار باشد.

۳– دندان آکریلی مرجان نیو ساخت کارخانه ایده‌آل ماکو در هر دو نوع رزین بیس، نیروی شکستی در حد دندان آیووکلار آکریلی که مورد تأیید انجمن دندانپزشکی امریکا است، نشان داد که می‌تواند نشان دهنده کیفیت قابل قبول این دندان ایرانی می‌باشد.

۴– در مجموع می‌توان مدعی بود که نوع دندان مصنوعی و روش پلیمریزاسیون رزین بیس دنچر می‌تواند استحکام باند میان دندان و آکریل بیس را تحت تأثیر قرار دهد.

تشکر و قدردانی

با تشکر از مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران که امکان انجام این آزمایشات را فراهم آورد. با تشکر شرکت ایده‌آل ماکو که امکان استفاده از دندان‌های گلامور و مرجان نیو را فراهم نمودند.

همچنین بدین وسیله از کمک‌های بی‌شائبه جناب آقای دکتر سید مصطفی فاطمی (رزیدنت PhD مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران)، آقای محبی، آقای ناد علی‌پور و آقای مهاجری (تکنسین‌های بخش پروتز دانشکده دندانپزشکی آزاد اسلامی)، تشکر و قدردانی بسیار می‌گردد.

منابع:

1- Barbosa DB, Barao VA, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerization methods. Gerodontology. 2008;25(4):237-44.

2- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental material properties and manipulation. 7th ed. Saint louis: Mosby; 2000.

3- Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. J Oral Rehabil. 2000;27(4):312-6.

4- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prosthesis supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J oral Maxillofac Implants. 1991:6(3):270-6.

5- Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. J Dent. 1993;2(5):274-80.

6- Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture: a survey. Br Dent J. 1994;176(9):342-5.

7- Cunningham JL, Benington IC. Effect of an experimental cement on denture tooth bond. J Dent Res. 1994:74:949.

8- Buyukyilmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. Int J Prosthodont. 1997;10(1):49-54.

9- Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. Int J Prosthodont. 2000;13(5):383-6.

10- Chung RW, Clark RK, Darvell BW. Bonding of cold-cured acrylic resin to acrylic denture teeth. Aust Dent J. 1995;40(4):241-5.

11- Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. J Dent. 1999;27(2):129-35.

۱۲- شهابی سیما، فدوی حسین. مقایسه قدرت باند سه نوع دندان مصنوعی ایرانی با رزین های پایه دست دندان با یک دندان مصنوعی آیووکلار(Ivoclar). مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان ایران. سال ۱۳۸۳؛ دوره ۱۶(شماره ۵۲): ۴۴-۵۲.

۱۳- مشرف رامین، پویا الهام، ملکی ویدا. مقایسه استحکام اتصال یک نوع دندان مصنوعی ایرانی(مرجان) به رزین های پایه پروتز توسط چهار روش آماده سازی. مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان ایران. سال ۱۳۸۰؛ دوره ۱۳(شماره۲): ۴۹-۵۹.

۱۴- مشرف رامین، فیض عطیه، بارانی بهناز. بررسی استحکام اتصال سه نوع دندان مصنوعی ایرانی با رزین های پایه پروتز و مقایسه آن با یک نوع دندان مصنوعی خارجی. پژوهش در علوم پزشکی. سال۱۳۸۱؛ دوره۷(شماره ۳): ۵-۲۴۳.

۱۵- ناصر خاکی مجید، احسانی سایه. مقایسه قدرت باندینگ چهار نوع دندان مصنوعی ساخت کارخانه ایده آل ماکوی ایران و دو نوع دندان آیووکلار کشورهای لیختن اشتاین و ایتالیا با آکریل بیس پروتز. مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. سال ۱۳۸۶؛ دوره ۲۵ (شماره ۳): ۵-۳۱۰.

16- Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variations of synthetic resin teeth in dentures. Int J Prosthodont.1995;8(1):69-72.

17- Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. Int J Prosthodont. 2000;13(2):112-6.

18- International organization for standardization. Dentistry: polymer- based crown and bridge material. ISO 10477: 1992 DAM 1 Draft Amendment.ISO/IC 106/SC2. Geneva: International Organization for standardization. 1995.

۱۹- بوچر زارب. درمان پروتزی بیماران بی دندان ۲۰۰۴ . چاپ اول. تهران: انتشارات شایان نمودار؛ سال ۱۳۸۹.ص ۸-۳۴۴.

20- Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. J Prosthet Dent. 2002;88(2):145-50.

21- Amin WM. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2002;10(2):57-61.

22- Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. Int J Prosthodont. 2000;13(1):59-65.

23- Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. J Prosthet Dent. 1991;66(4):566-71.

24- Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. J Prosthet Dent. 1989;61(4):457-62.

25- Clancy JM, Hawakins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond Strength and Failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. J Prosthet Dent. 1991;65(2): 315-24.

۲۶- مشرف رامین، عابد حقیقی محمد. بررسی مقایسه‌ای استحکام اتصال دندان‌های مصنوعی کامپوزیتی و آکریلی (ایرانی و خارجی) به رزین پایه پروتز، پایان نامه دکترای دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، سال تحصیلی ۱۳۸۶.

27- Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethylmetacrylate denture base material. Acta Odontol Scand. 1995;53(2):99-104.

28- Ritchie GM, Fletcher AM, Amin WM, Dodd AW. The effect of water and saliva on the bond strength of PMMA to differing interface contours of acrylic teeth. Proc Eur Prosthodont Assoc. 1986;9:73-5.